



Modelisation du comportement mecanique de la peau humaine in vivo : application au vieillissement et aux gestes du clinicien.

Gaëtan Boyer

► To cite this version:

Gaëtan Boyer. Modelisation du comportement mecanique de la peau humaine in vivo : application au vieillissement et aux gestes du clinicien.. Autre. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2010. Français. NNT : 2010EMSE0576 . tel-01175787

HAL Id: tel-01175787

<https://theses.hal.science/tel-01175787>

Submitted on 13 Nov 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre : 2010 EMSE 0576

THÈSE

présentée par

Gaëtan BOYER

pour obtenir le grade de

Docteur de l'École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

MODELISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE DE LA PEAU HUMAINE *IN VIVO*: APPLICATION AU VIEILLISSEMENT ET AUX GESTES DU CLINICIEN.

soutenue à l'Ecole Centrale de Lyon, Ecully, le 12 juillet 2010

Membres du jury

Président :	Pascal SOMMER	Directeur de recherche, Institut de Biologie et Chimie des Protéines CNRS - Université Lyon 1 (UMR 5086), 68367 LYON
Rapporteurs :	Patrick CHABRAND	Professeur, Université de la Méditerranée et CNRS, Parc Scientifique et Technologique de Luminy, 13288 MARSEILLE
	Frédéric OSSANT	Docteur ès sciences, Laboratoire Imagerie et Cerveau - INSERM U930 Faculté de Médecine, 37032 TOURS
Examineur(s) :	Stéphane AVRIL	Maître assistant, , Center for Health Engineering, CNRS UMR 5146 & INSERM IFR143, , National Institute of Science and Technology, Ecole Nationale Supérieure des Mines, 42023 SAINT ETIENNE
	Marc PERICOI	Ophtalmologue, Laboratoire PERITESCO, 75001 PARIS
	Alain VAUTRIN	Professeur, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne 158, cours Fauriel 42023 SAINT-ETIENNE
Directeurs de thèse :	Hassan ZAHOUANI	Professeur, Laboratoire de Tribologie et Dynamique des Systèmes, Ecole Centrale de Lyon, 69131 ECULLY
	Jérôme MOLIMARD	Maître assistant, Centre SMS, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint Etienne, 42023 AINT ETIENNE
Invité:	Sabine LAQUIEZE	Dermatologue, Laboratoire PERITESCO, 34000 MONTPELLIER

Spécialités doctorales :

SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX
 MECANIQUE ET INGENIERIE
 GENIE DES PROCEDES
 SCIENCES DE LA TERRE
 SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT
 MATHEMATIQUES APPLIQUEES
 INFORMATIQUE
 IMAGE, VISION, SIGNAL
 GENIE INDUSTRIEL
 MICROELECTRONIQUE

Responsables :

J. DRIVER Directeur de recherche – Centre SMS
 A. VAUTRIN Professeur – Centre SMS
 G. THOMAS Professeur – Centre SPIN
 B. GUY Maître de recherche – Centre SPIN
 J. BOURGOIS Professeur – Centre SITE
 E. TOUBOUL Ingénieur – Centre G2I
 O. BOISSIER Professeur – Centre G2I
 JC. PINOLI Professeur – Centre CIS
 P. BURLAT Professeur – Centre G2I
 Ph. COLLOT Professeur – Centre CMP

Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

AVRIL	Stéphane	MA	Mécanique & Ingénierie	CIS
BATTON-HUBERT	Mireille	MA	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
BENABEN	Patrick	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	CMP
BERNACHE-ASSOLANT	Didier	PR 0	Génie des Procédés	CIS
BIGOT	Jean-Pierre	MR	Génie des Procédés	SPIN
BILAL	Essaïd	DR	Sciences de la Terre	SPIN
BOISSIER	Olivier	PR 1	Informatique	G2I
BOUCHER	Xavier	MA	Génie Industriel	G2I
BOUDAREL	Marie-Reine	PR 2	Génie Industriel	DF
BOURGOIS	Jacques	PR 0	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
BRODHAG	Christian	DR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
BURLAT	Patrick	PR 2	Génie industriel	G2I
COLLOT	Philippe	PR 1	Microélectronique	CMP
COURNIL	Michel	PR 0	Génie des Procédés	SPIN
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR 1	Génie industriel	CMP
DARRIEULAT	Michel	IGM	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
DECHOMETS	Roland	PR 1	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
DESRAYAUD	Christophe	MA	Mécanique & Ingénierie	SMS
DELAFOSSÉ	David	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
DOLGUI	Alexandre	PR 1	Génie Industriel	G2I
DRAPIER	Sylvain	PR 2	Mécanique & Ingénierie	SMS
DRIVER	Julian	DR 0	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
FEILLET	Dominique	PR 2	Génie Industriel	CMP
FOREST	Bernard	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	CIS
FORMISYN	Pascal	PR 1	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
FORTUNIER	Roland	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	MR	Génie des Procédés	SPIN
GIRARDOT	Jean-Jacques	MR	Informatique	G2I
GOEURLOT	Dominique	MR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
GROSSEAU	Philippe	MR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	MR	Génie des Procédés	SPIN
GUY	Bernard	MR	Sciences de la Terre	SPIN
GUYONNET	René	DR	Génie des Procédés	SPIN
HERRI	Jean-Michel	PR 2	Génie des Procédés	SPIN
INAL	Karim	PR 2	Microélectronique	CMP
KLÖCKER	Helmut	DR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	CR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
LERICHE	Rodolphe	CR CNRS	Mécanique et Ingénierie	SMS
LI	Jean-Michel	EC (CCI MP)	Microélectronique	CMP
LONDICHE	Henry	MR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
MALLIARAS	George Grégory	PR 1	Microélectronique	CMP
MOLIMARD	Jérôme	MA	Mécanique et Ingénierie	SMS
MONTHEILLET	Frank	DR 1 CNRS	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
PERIER-CAMBY	Laurent	PR 2	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Christophe	PR 1	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Michèle	PR 1	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean-Charles	PR 0	Image, Vision, Signal	CIS
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
SZAFNICKI	Konrad	MR	Sciences & Génie de l'Environnement	SITE
THOMAS	Gérard	PR 0	Génie des Procédés	SPIN
TRIA	Assia		Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	MA	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
VAUTRIN	Alain	PR 0	Mécanique & Ingénierie	SMS
VIRICELLE	Jean-Paul	MR	Génie des procédés	SPIN
WOLSKI	Krzysztof	DR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR 1	Génie industriel	CIS

Glossaire :

PR 0	Professeur classe exceptionnelle
PR 1	Professeur 1 ^{ère} catégorie
PR 2	Professeur 2 ^{ème} catégorie
MA(MDC)	Maître assistant
DR	Directeur de recherche
Ing.	Ingénieur
MR(DR2)	Maître de recherche
CR	Chargé de recherche
EC	Enseignant-chercheur
IGM	Ingénieur général des mines

Dernière mise à jour le : 9 mars 2010

Centres :

SMS	Sciences des Matériaux et des Structures
SPIN	Sciences des Processus Industriels et Naturels
SITE	Sciences Information et Technologies pour l'Environnement
G2I	Génie Industriel et Informatique
CMP	Centre de Microélectronique de Provence
CIS	Centre Ingénierie et Santé

Table des matières

Remerciements	1
Introduction générale	3
1 La peau :	
physiologie, fonctions, propriétés et caractérisation	5
1.1 Introduction	6
1.2 Structure, physiologie et fonctions	7
1.2.1 L'épiderme	7
1.2.2 La Jonction Dermo-Epidermique (JDE)	11
1.2.3 Le derme	11
1.2.4 L'hypoderme	13
1.2.5 Vascularisation et innervation cutanée	14
1.2.6 Glandes cutanées	15
1.2.7 Le film cutané et la flore de surface	16
1.2.8 Appendices cutanés	17
1.2.9 Topographie et microrelief de la peau	18
1.2.10 Remarques sur la continuité du tissu cutané	19
1.2.11 Synthèse sur la structure et les fonctions de la peau	19
1.3 Propriétés optiques et mécaniques	20
1.3.1 Propriétés optiques	20
1.3.2 Propriétés mécaniques	21
1.4 Dispositifs de caractérisation mécanique	27
1.4.1 Généralités sur les conditions de mesure	27
1.4.2 Essais suivant un axe de sollicitation normal	28
1.4.3 Essais suivant un axe de sollicitation tangentiel	38
1.5 Synthèse et objectifs	43
1.5.1 Synthèse sur le tissu cutané	43
1.5.2 Objectifs	43
1.5.3 Gestes dermatologiques	43
1.5.4 Axes de recherche	44
2 Mesure dans le plan normal au tissu cutané	47

2.1	Indentation dynamique	48
2.1.1	Introduction	48
2.1.2	Dispositif et méthodes	49
2.1.3	Traitement statistique des résultats	57
2.1.4	Résultats	58
2.1.5	Discussion et synthèse	68
2.2	Indentation sans contact	72
2.2.1	Introduction	72
2.2.2	Dispositif et méthodes	74
2.2.3	Mise en place et positionnement du sujet	79
2.2.4	Exploitation des essais	80
2.2.5	Résultats	86
2.2.6	Discussion et synthèse	93
3	Mesure dans le plan tangentiel au tissu cutané	97
3.1	Introduction	98
3.2	Dispositif et méthodes	98
3.2.1	Partie mécanique	98
3.2.2	Partie optique	99
3.2.3	Gestion et acquisition des signaux	100
3.2.4	Types d'essais	101
3.2.5	Validation : partie mécanique	102
3.2.6	Validation : partie optique	103
3.2.7	Calcul des champs de déplacements : application à la peau humaine <i>in vivo</i>	109
3.3	Résultats	116
3.3.1	Protocole	116
3.3.2	Efforts mesurés - essai d'extension	117
3.3.3	Efforts et profils mesurés - essai de compression	120
3.3.4	Images et champs de déplacements	121
3.4	Identification des propriétés mécaniques de la peau	123
3.4.1	Éléments préliminaires - élasticité linéaire	123
3.4.2	Modèle EF : description et validation	124
3.4.3	Résultats expérimentaux	136
3.4.4	Résidus	139
3.5	Discussion et synthèse	142
4	Synthèse et perspectives	147
4.1	Synthèse des résultats obtenus	148
4.2	Perspectives	149
A	Annexes	153

A.1	Chapitre 3	153
A.1.1	Résultats expérimentaux	154
A.1.2	Résidus en déplacement	155
A.1.3	Résidus en force	156
	Glossaire	157
	Bibliographie	163

Table des figures

1.1	Vue en coupe de la peau humaine. D'après [SCFOa].	6
1.2	Détail de l'épiderme. 1 : stratum germinativum. 2 : stratum spinosum. 3 : stratum granulosum. 4 : stratum corneum. D'après [SCFOb].	7
1.3	Mélanocyte. D'après [Gregory2008].	10
1.4	Réseau de fibres élastiques. D'après [Quatresooz2006].	13
1.5	Vascularisation cutanée. D'après [SCFOc].	14
1.6	Topographie de la peau. a) Personne jeune. b) Personne âgée. (Dimensions : $5 \times 5 \text{ mm}^2$).	18
1.7	a) Vue <i>in vivo</i> de la structure du réseau de fibres. b) Représentation de l'attache du tissu à un tendon. D'après [Guimberteau2005].	19
1.8	Trajet d'un rayon lumineux dans la peau. D'après [Igar2005].	20
1.9	Essai de traction uniaxial sur la peau. D'après [Holzapfel2000].	23
1.10	a) Lignes de Langer. b) Evolution d'incisions circulaires sur le visage. D'après [Waldorf2002].	24
1.11	Représentation du vieillissement cutané. D'après [SCFOd].	26
1.12	Schéma de principe et courbe type d'un essai de succion. D'après [Agache1980].	29
1.13	Schéma de principe et courbe type d'un essai d'indentation.	32
1.14	Palpeur acoustique utilisé pour les mesures sur peau humaine <i>in vivo</i> . D'après [Gennisson2003].	37
1.15	Schéma de principe d'un essai de torsion avec et sans anneau de garde. D'après [Agache2006].	38
1.16	Courbe théorique d'un essai de traction.	40
1.17	Gestes dermatologiques d'évaluation du tissu cutané. a) Palpation douce. b) Palpation appuyée. c) Palpation profonde. d) Etirement. e) Compression. f) Extension.	45
2.1	Représentation géométrique des modules en DMA.	48
2.2	Tête d'impédance. D'après [BK1997].	50
2.3	Profils de pressions en fonction de la distance r par rapport à l'axe de l'indenteur pour une même force et un même rayon de contact pour un indenteur sphérique et un indenteur cylindrique sur un plan.	50
2.4	Dispositif d'indentation dynamique développé.	51
2.5	Représentations schématiques d'une masse, d'une raideur et d'un amortissement.	53
2.6	Représentation du contact indenteur-peau.	54

2.7	Exemple de signaux force et déplacement pour un système linéaire. a) Signaux en fonction du temps. b) Graphique de Lissajous : déplacement en fonction de la force.	56
2.8	Déphasage à vide mesuré.	57
2.9	Illustration des phénomènes de non linéarité supprimés par l'utilisation de la table piézoélectrique.	57
2.10	Représentation <i>Box Plot</i> des résultats.	58
2.11	Raideur K et amortissement C mesurés et modèle de Kelvin Voigt associé. . .	59
2.12	Déphasage mesuré et modèle de Kelvin Voigt associé (paramètres : $K=25.1$ N/m, $C=0.0391$ N.s/m).	59
2.13	Raideur K et amortissement C en fonction de l'âge et des groupes.	61
2.14	Paramètres U_r/U_f et U_v/U_e en fonction de l'âge et des groupes.	62
2.15	Relief mesuré et segmentation des plateaux correspondante pour chaque groupe. .	62
2.16	Aire des plateaux A_p , hydratation H et IMC en fonction de l'âge.	63
2.17	Facteur de perte $\tan \delta$ en fonction de l'âge et des groupes.	63
2.18	Corrélation entre les paramètres d'indentation et de succion.	65
2.19	Corrélation entre l'aire des plateaux A_p et les paramètres mécaniques mesurés. .	66
2.20	Corrélation entre l'hydratation H et les paramètres mécaniques mesurés. . . .	68
2.21	Montage préliminaire d'évaluation des caractéristiques du système d'indentation sans contact.	73
2.22	Schéma de principe du Tonoderm®.	75
2.23	Schéma du jet d'air impactant une plaque.	76
2.24	Force d'impact en fonction du débit, force expérimentale et force théorique suivant deux approches.	78
2.25	Dispositif de mesure du profil de pressions du jet.	79
2.26	Profils de pressions.	79
2.27	Bâtis mis en place sur a) l'avant bras et b) le visage.	80
2.28	Exemple de force appliquée et de flèche mesurée lors d'un essai RPC. a) Force expérimentale. b) Flèche expérimentale. c) Force théorique. d) Flèche théorique. .	81
2.29	Exemple d'oscillation observée lors du retour libre de la peau ($t=0$: temps de coupure de la sollicitation).	82
2.30	Régimes d'oscillation possibles d'un système à 1 DDL (conditions initiales : déplacement=1 mm, vitesse=0 mm/s).	82
2.31	Géométrie et paramètres de la zone d'application de la pression.	83
2.32	a) Exemple de profil de pressions expérimental fitté par le profil défini équation 2.41. b) Profils de pressions pour une même force et un même rayon de contact pour un indenteur sphérique, un indenteur cylindrique et le jet d'air sur un plan. .	84
2.33	Modules mesurés par Tonoderm® et par indentation sur silicone.	85
2.34	Flèches Y_1 , Y_2 et Y_3	87
2.35	Vitesses V_1 et V_2	88
2.36	Temps T_5 et flèche Y_5 du point d'intersection P , et angle A	89

2.37	Exemple de mesure de l'épaisseur de l'ensemble épiderme-derme avec cinq points. Ligne rouge : limite gel-épiderme. Ligne verte : limite derme-hypoderme.	89
2.38	Module d'Young réduit mesuré.	90
2.39	Vue de la caméra de repositionnement lors d'un essai sur lèvre.	91
2.40	Essai RPC sur la lèvre. Comparaison des flèches maximales pour une force de a) 10 mN et b) 30 mN.	92
2.41	Essai à flèche imposée sur la lèvre. Comparaison de la force nécessaire pour un enfoncement de 1 mm.	92
2.42	Représentation du comportement lors du retour pour un sujet jeune et un sujet âgé.	95
3.1	Vues 3D du dispositif développé.	99
3.2	a) Vue globale du dispositif développé monté sur le bâti. b) Exemple de mesure sur le bras.	100
3.3	Schéma des chaînes d'acquisition.	101
3.4	Essai de charge-décharge sur ressort.	103
3.5	Modèle sténopé ou pinhole d'une caméra.	105
3.6	Distorsion complète du système optique (en [pixel]).	106
3.7	Schéma de l'influence du déplacement hors plan.	107
3.8	Schéma de la mesure du déplacement hors plan.	108
3.9	Champ de déplacements sinusoïdal simulé : déplacements mesurés par la mé- thode de corrélation suivant a) l'axe \vec{x} et b) l'axe \vec{y}	112
3.10	Cartographies des bruits de mesure suivant a) l'axe \vec{x} et b) l'axe \vec{y}	112
3.11	a) Représentation 3D de la fonction d'autocorrélation. b) Profil de la fonction d'autocorrélation pour $y=500$ et représentation du rayon à 50 %.	113
3.12	Champs de déplacements sur un matériau homogène.	114
3.13	Image référence et déformée d'une zone de peau. Mise en évidence du change- ment de texture.	114
3.14	a) Exemple de champ brut suivant l'axe \vec{y} (étape 2/4). b) Maillage utilisé pour la reconstruction. c) Champ reconstruit suivant l'axe \vec{y} (étape 4/4).	116
3.15	Efforts en [N] mesurés sur le patin fixe suivant les différentes directions d'essais pour différentes déformations, moyenne pour chaque groupe.	117
3.16	Efforts en [N] mesurés sur le patin mobile suivant les différentes directions d'es- sais pour différentes déformations, moyenne pour chaque groupe.	118
3.17	Différence en [N] entre l'effort du patin mobile et du patin fixe suivant les différentes directions d'essais, moyenne pour chaque groupe.	119
3.18	Efforts en [N] sur le patin mobile et le patin fixe lors d'un essai de compression.	120
3.19	Mesure du profil de la peau après un essai de compression. a) Valeurs par sujet. b) Moyenne par groupe.	120
3.20	Sujet n°7. Exemple d'images obtenues lors de l'essai à 0°. a) Image référence. b) Image déformée.	121

3.21	Sujet n°7. Champs suivant \vec{y} (colonne gauche) et \vec{x} (colonne droite) pour les différentes directions. α_{ext} est l'angle entre l'axe de l'avant bras et la direction de l'essai.	122
3.22	Efforts sur les patins suivant la taille du modèle et les conditions limites. a) Libre aux bords. b) Encastré sur les cotés droit et gauche. c) Encastré sur les cotés haut et bas. d) Encastré sur les 4 cotés.	126
3.23	Modèle EF utilisé.	128
3.24	Cartographies de sensibilité 1D.	130
3.25	Cartographies de sensibilité 2D, partie 1.	131
3.26	Cartographies de sensibilité 2D, partie 2.	132
3.27	Représentation des données géométriques pour l'interpolation.	135
3.28	Paramètres matériaux identifiés par groupe. Colonne de gauche : ν_{12} fixe, colonne de droite : ν_{12} libre.	137
3.29	Directions globales des paramètres matériaux identifiés sur l'avant bras.	138
3.30	a) Module apparent en [Pa] et b) coefficient de Poisson apparent suivant la direction de l'axe de sollicitation.	138
3.31	Résidus suivant l'axe \vec{x} . ν_{12} fixe colonne de gauche et libre colonne de droite. α_{ext} est l'angle entre l'axe de l'avant bras et la direction de l'essai.	140
3.32	Résidus suivant l'axe \vec{y} . ν_{12} fixe colonne de gauche et libre colonne de droite. α_{ext} est l'angle entre l'axe de l'avant bras et la direction de l'essai.	141
3.33	Exemple d'observation de l'hétérogénéité de la propagation de la contrainte de cisaillement. a) Image prise au repos. b) Image prise à 10 % de déformation. Essai dans l'axe de l'avant bras, sujet n°19.	144
4.1	Vue du dispositif d'indentation dynamique pour les mesures <i>in vitro</i>	149
4.2	Exemple d'identification sur le retour libre à partir d'un modèle à plusieurs DDL.	150
4.3	Exemple de mesure 3D en compression. a),b) Sujet jeune, au repos et après compression. c),d) Sujet âgé, au repos et après compression.	151
4.4	a) Exemple de conditions initiales appliquées sur la zone de mesure seule. b) Champs de déplacements obtenus par modélisation EF suivant l'axe \vec{y} et c) \vec{x} avec une loi isotrope.	152

Liste des tableaux

1.1	Profondeur de pénétration D de la lumière en fonction de la longueur d'onde λ .	20
1.2	Propriétés mécaniques générales des tissus. D'après [Holzapfel2000].	22
2.1	Raideur K et amortissement C mesurés sur ressorts hélicoïdaux. Moyennes sur un scan de fréquence de 10 à 60 Hz.	57
2.2	Valeurs des différents paramètres pour chaque groupe (moyenne \pm écart type).	61
2.3	Valeurs p de l'analyse ANOVA par groupe pour chaque paramètre.	64
2.4	Valeurs p et r de la régression linéaire de chaque paramètre avec l'âge.	65
2.5	Valeurs p et r de la régression linéaire entre les différents paramètres et l'IMC ainsi que l'hydratation H	66
2.6	Valeurs p et r de la régression linéaire entre les différents paramètres.	67
2.7	Paramètres de fittage des profils de débits.	84
2.8	Epaisseur de l'ensemble derme-épiderme mesurée.	88
2.9	Pourcentage de flèche récupérée au point P	94
3.1	Gains et coefficients de détermination des capteurs d'effort.	102
3.2	Données constructeurs des caractéristiques de la platine de translation.	103
3.3	Valeurs moyennes des déplacements hors plan mesurés sur quatre sujets.	108
3.4	Déplacements de mode de corps rigide simulés et calculés (en pixels).	111
3.5	Valeurs moyennes et écarts types du bruit de mesure (en pixels).	112
3.6	Rayon de la fonction d'autocorrélation à 50 % du maximum sur quatre cartographies pour un sujet jeune et un sujet âgé (en pixels).	113
3.7	Valeurs p de l'analyse ANOVA sur l'effort moyen maximal de chaque groupe pour les différentes déformations et directions sur le patin fixe et le patin mobile.	118
3.8	Conditionnement de la matrice Hessienne. Valeurs de r_λ	130
3.9	Conditions initiales en [MPa] générées aléatoirement.	132
3.10	Valeurs identifiées en [MPa] à partir de 10 jeux de conditions initiales, ν_{12} fixe.	133
3.11	Valeurs identifiées en [MPa] à partir de 10 jeux de conditions initiales, ν_{12} libre.	134
3.12	Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres matériaux identifiés.	136
3.13	Valeurs p de l'analyse ANOVA entre le groupe jeune et le groupe âgé.	136
3.14	Valeurs moyennes des résidus en [mm] obtenus sur les champs de déplacements suivant les différentes directions de sollicitation.	139
3.15	Valeurs moyennes des résidus en force sur le patin fixe en pourcentage de l'effort expérimental pour les différentes directions de sollicitation.	139

3.16	Résultats moyens obtenus par [Khatyr2004a] sur 68 personnes.	145
A.1	Paramètres matériaux identifiés pour chaque sujet.	154
A.2	Résidus en déplacement en [mm] pour chaque sujet suivant les différentes directions de sollicitation.	155
A.3	Erreur en force sur le patin fixe en pourcentage de l'effort expérimental suivant les différentes directions de sollicitation.	156

Remerciements

On se sent parfois un peu "tout seul dans son bateau" lors de sa thèse, sans trop savoir où l'on va et surtout si on va y arriver un jour. Pour ma part, je me rends compte à la fin qu'il n'en était rien et que tout au long de ces trois années, de nombreuses personnes m'ont toujours fait partager leur savoir ou leur expérience. Sans elles, je n'aurais certainement pas réussi à acquérir autant de connaissances, ni pris autant de plaisir à effectuer ce travail. Je tiens à sincèrement les remercier, en particulier :

- M. Hassan Zahouani, directeur de cette thèse, pour m'avoir accueilli dans son équipe pendant plus de quatre ans, en étant présent lors du développement des différents projets tout en m'ayant laissé une grande autonomie de travail.
- M. Marc Pericoi, directeur de Peritesco, qui a accepté de financer mon travail et qui continue à ce jour à me faire confiance pour le développement de ses idées.
- M. Jérôme Molimard, co-directeur de cette thèse, qui m'a fait partager ses nombreuses connaissances notamment en photomécanique. La mesure de champs et l'approche inverse du 3^{ème} chapitre lui doivent beaucoup.
- M. Mohammed Ben Tkaya, qui m'a fait partager sa maîtrise des éléments finis et avec qui ce fut un plaisir de prendre le premier café de la journée de nombreuses fois.
- Mlle Sabine Laquière, dont l'expérience combinée à une bonne humeur quotidienne m'ont permis de mieux saisir cette discipline qu'est la dermatologie.
- M. Pailler Mattéi, spécialiste de l'indentation *in vivo*, qui m'a souvent apporté les connaissances nécessaires sur cet essai et plus généralement en mécanique.
- M. Mathieu Guibert, qui m'a enseigné le langage de programmation LabView® et m'a ainsi permis de développer les nombreux programmes indispensables pour donner vie aux dispositifs.
- M. Roberto Vargiolu, pour m'avoir fait partager sa grande expérience sur les différents dispositifs développés.
- Mme Isabelle Pletto pour s'être occupée à merveille des nombreux problèmes administratifs rencontrés.
- M. Xavier Ottavy, avec qui l'approche du comportement d'un jet compressible m'a paru tout de suite moins dangereuse.
- L'ensemble des doctorants du LTDS, avec qui j'ai passé de nombreux bons moments et qui donnent à ce laboratoire une ambiance de travail agréable. Un remerciement particulier va à M. Romain Charpenay pour son soutien psychologique...

Et si les personnes avec qui ce travail s'est réalisé sont importantes à mes yeux, celles qui m'ont entouré en dehors le sont encore plus. Je remercie ma famille et belle-famille, en particulier mes parents, pour avoir toujours été là et m'avoir un peu poussé au début à me lancer dans ces longues années d'études ; ça en valait vraiment la peine. "On choisit pas ses parents, on

choisit pas sa famille" dit une chanson ; la mienne est celle que j'aurai choisi.

Je remercie mes amis, Florent, Jessica, Sandrine, Manu, Guillaume, Elise et les autres, avec qui les soucis de la thèse n'existaient plus.

Enfin, je tiens à remercier Florence, la personne la plus importante dans ma vie depuis longtemps, qui a supporté les nombreuses soirées et week-end devant mon écran, a pris soin de moi, et qui a accepté après cette aventure de me suivre pour que je puisse continuer à appliquer "la mécanique sur la peau".

Introduction générale

Depuis son apparition sur terre il y a 3.8 milliards d'années, la vie a dû trouver des solutions pour résister et communiquer avec un environnement souvent hostile à sa survie. Les propriétés et caractéristiques de l'organe en charge de la fonction de frontière sont donc primordiales afin d'assurer la protection de l'organisme. Aujourd'hui, la majorité des êtres vivants utilisent comme interface avec l'extérieur soit une carapace, soit une peau.

La carapace combine les fonctions de frontière et de squelette. Très dure, elle a l'avantage d'être difficilement endommageable et donc de ne pas nécessiter d'entretien interne de la part de l'organisme. Ses inconvénients sont toutefois nombreux : une altération de son intégrité va souvent être fatale à l'organisme, la croissance de l'individu implique en général le changement complet de carapace (et donc une période de vulnérabilité importante), et cette solution n'est valable qu'aux faibles échelles où les forces de gravité sont équilibrées avec les forces de surface (les plus grands insectes actuels mesurent rarement plus de 15 cm).

La peau est un choix radicalement différent. Les fonctions de frontière et de squelette sont clairement séparées. Si le moindre accrochage endommage facilement cette structure, impliquant un processus de réparation et d'entretien interne, ses avantages sont multiples. Très souple, elle permet une préhension des objets et une liberté de mouvement inégalées, autorise une multitude d'échanges avec le monde extérieur qu'une carapace interdit et peut également subir de grands dommages (jusqu'à plus de 50 %) sans mettre pour autant en péril l'organisme.

Chez l'homme, l'étude des propriétés de la peau, qu'elles soient mécaniques, biologiques ou chimiques, est de nos jours d'une importance capitale pour de nombreux domaines. La dermatologie, partie de la médecine qui étudie et traite les maladies et traitements de la peau, est sans doute le domaine le plus concerné par ces connaissances. L'évaluation de ces propriétés est généralement faite de manière subjective par un clinicien. Celui-ci va utiliser ses sens, en particulier le toucher et la vue, afin d'apprécier l'état de cet organe. Le besoin d'appareils de mesure performants et objectifs pour assister et compléter l'évaluation des propriétés de la peau est une réalité. La métrologie, science de la mesure, vient alors en aide pour réaliser ces appareils et permettre de nouvelles découvertes.

L'objectif principal de cette thèse est d'apporter de nouveaux outils au praticien pour l'évaluation des propriétés mécaniques de la peau. Afin d'être le plus proche de la réalité et d'apporter un sens physique aux mesures, la démarche suivie se base sur le mimétisme des gestes effectués cliniquement. En plus de permettre une mesure quantitative et reproductible pour l'évaluation clinique, les appareils développés vont également essayer d'améliorer la compréhension du comportement général du tissu cutané qui est particulièrement complexe.

Le 1^{er} chapitre de ce manuscrit présente globalement la peau, sa structure, ses différentes fonctions ainsi que ses propriétés. Cette étape est indispensable pour le mécanicien qui souhaite étudier son comportement. Elle se rapproche en effet plus d'un matériau composite que d'un

simple matériau homogène. La compréhension de tous les éléments qui la compose est donc primordiale pour interpréter correctement les résultats. Ce chapitre présentera également les principales méthodes utilisées actuellement pour l'étude des propriétés de la peau. Cette étape est également importante car elle permet de comprendre quels sont les avantages et inconvénients de chacune et ainsi de mieux cerner les contraintes à imposer au développement de nouveaux outils destinés à répondre à la problématique posée. Une synthèse de ces différents éléments sera faite, et à partir d'une description des gestes effectués par le clinicien que l'on souhaite instrumenter, les deux axes de développement choisis seront présentés.

Le 2^{ème} chapitre va s'intéresser au 1^{er} axe de développement, à savoir l'étude du comportement mécanique de la peau lors d'une sollicitation normale au plan cutané. Un 1^{er} outil basé sur le principe de l'indentation dynamique ainsi que sa validation et les résultats obtenus lors d'une étude *in vivo* seront présentés. Suite à ce travail, un 2^{ème} dispositif de mesure sans contact a été mis au point. La validation et les résultats provenant de ce dispositif seront également présentés. Pour chaque dispositif, une synthèse des résultats permettra de dégager les principaux points obtenus par cette approche.

Le 3^{ème} chapitre concernera le 2^{ème} axe de développement, à savoir l'étude des propriétés de la peau lors d'une sollicitation tangentielle au plan cutané. Un dispositif combinant mesures optique et mécanique ainsi que sa validation seront présentés. A partir des résultats d'une étude *in vivo* sur le vieillissement, une méthode d'identification des paramètres matériaux sera proposée. Les résultats seront discutés, et une synthèse sur cet axe de développement sera également faite afin de mettre en avant les points importants.

Le 4^{ème} chapitre aura pour objectif de synthétiser et de discuter les résultats obtenus par les différents dispositifs mis en place, ainsi que leur pertinence vis-à-vis de l'évaluation clinique. Nous verrons comment les résultats des deux axes principaux de développement, pourtant très différents, peuvent permettre ensemble de mieux comprendre le comportement de la peau. Les perspectives de ces travaux seront enfin présentées.

Chapitre 1

La peau : physiologie, fonctions, propriétés et caractérisation

1.1 Introduction

Les informations utilisées pour la présentation de la peau proviennent en grande partie des ouvrages [Peyrefitte1993], [Mélissopoulos1998] et [Meynadier1980]. Les autres références utilisées sont citées.

D'un poids moyen de 3.46 kg pour une aire développée d'environ 1.64 m² [Clarys2007], la peau est l'organe le plus lourd et le plus étendu du corps humain. Son rôle de frontière entre l'organisme et l'extérieur lui oblige à posséder des caractéristiques très particulières devant permettre à la fois l'échange d'informations et la protection de l'organisme.

D'après [Wilson1992], la 1^{ère} étude anatomique de cet organe date de 1698 avec les travaux du chirurgien William Cowper [Cowper1698]. La peau, observée à l'aide d'un microscope optique, est alors décrite non plus comme une structure homogène mais comme un empilement de plusieurs couches pouvant varier en épaisseur suivant la zone du corps. Par la suite, les travaux du baron français Dupuytren [Dupuytren1834] et de l'autrichien Langer [Langer1861a], [Langer1861b], [Langer1861c], [Langer1861d] ont montré qu'en plus d'être hétérogène, la peau sur le corps est soumise à une tension naturelle non uniforme. En effet, une incision circulaire pratiquée sur le tégument change de forme pour devenir elliptique. Les travaux de Cowper, Dupuytren et Langer montrent à eux seuls la complexité de la peau : hétérogène, multicouche et précontrainte. Les études menées par la suite n'ont cessé de confirmer cette complexité.

D'un point de vue structure, la peau se divise en trois couches principales : l'épiderme, le derme et l'hypoderme (cf. figure 1.1). Chacune de ces couches ainsi que les annexes cutanées sont décrites ci-dessous.

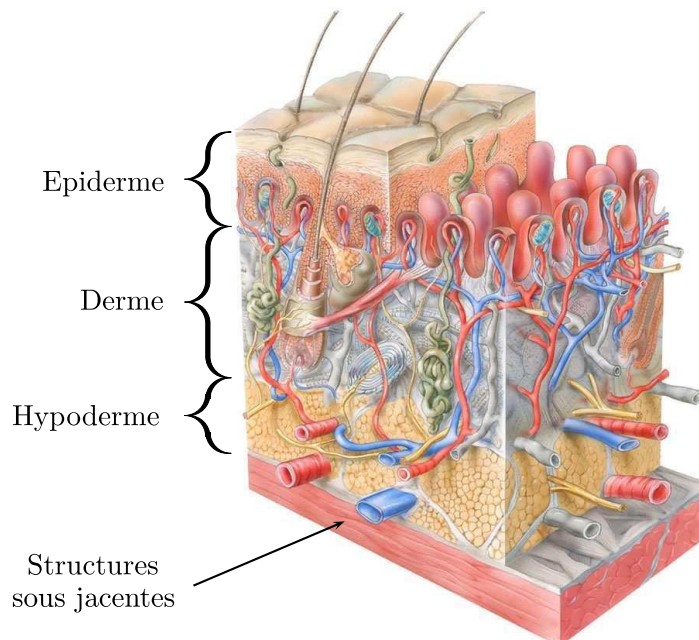


FIG. 1.1 – Vue en coupe de la peau humaine. D'après [SCFOa].

1.2 Structure, physiologie et fonctions

1.2.1 L'épiderme

L'épiderme, partie la plus superficielle de la peau, est un épithélium de revêtement stratifié pavimenteux. Son épaisseur varie de 0.04 mm (paupières) à plus de 1.5 mm (paumes et plantes). Il n'est pas irrigué par des vaisseaux sanguins mais baigne dans un liquide nutritif, la lymphe cellulaire, nécessaire au métabolisme des cellules. Son mécanisme de construction est très particulier puisqu'il se renouvelle constamment. Les cellules les plus externes s'usent au contact de l'environnement et sont rapidement abandonnées. Cette perte, appelée desquamation (9 à 17 mg/jour), est habituellement invisible; elle le devient par exemple lors des coups de soleil. Le processus de renouvellement concerne les principales cellules composant l'épiderme, les kératinocytes (plus de 80 % de l'épiderme). Ce processus consiste en une différenciation cellulaire aboutissant à la formation par étapes successives de cellules cornées. Chaque étape donne naissance à une couche particulière (cf. figure 1.2). Le temps d'un cycle complet d'un kératinocyte, de sa division à sa perte par desquamation, est d'environ 30 jours, soit un millier de fois au cours d'une vie. Ce processus et les différentes couches qui le composent sont décrits ci-dessous.

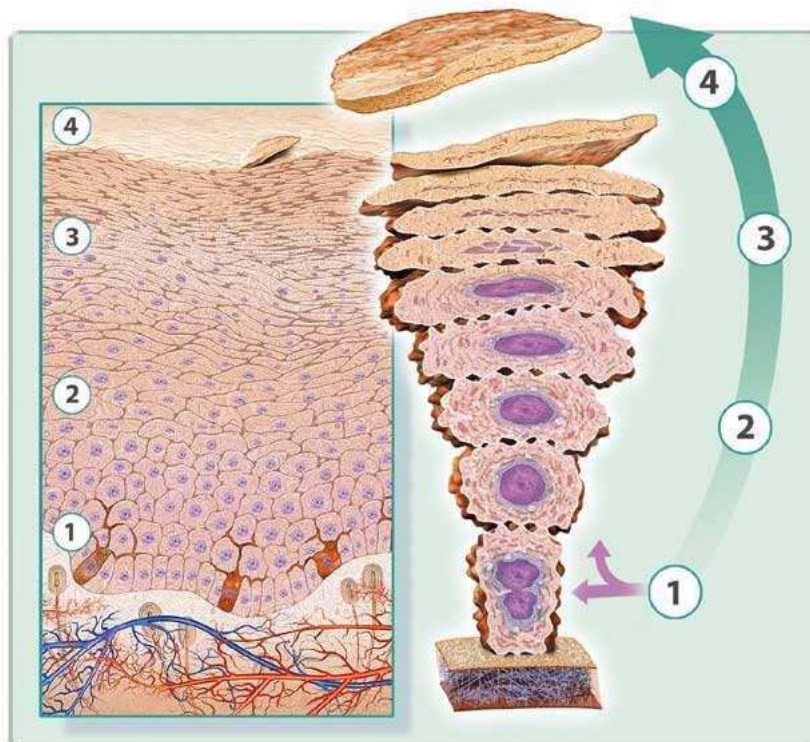


FIG. 1.2 – Détail de l'épiderme. 1 : stratum germinativum. 2 : stratum spinosum. 3 : stratum granulosum. 4 : stratum corneum. D'après [SCFOb].

1.2.1.1 La couche basale ou stratum germinativum

La couche basale est la couche la plus profonde. Elle est composée d'une unique rangée de cellules cubiques ou cylindriques, les cellules germinatives, seules cellules capables de se diviser

pour donner naissance à deux cellules filles : l'une d'elle reste en place pour se diviser à nouveau, tandis que l'autre se détache de la cellule mère et entreprend sa migration verticale, poussant la précédente vers la couche supérieure. Implantée sur la membrane basale qui épouse les papilles dermiques, la couche germinative paraît ondulée sur une vue en coupe. Sa forme est en fait similaire à des dunes, permettant une augmentation de la surface d'échange entre l'épiderme et le derme. Le corps de la cellule, le cytoplasme, se prolonge à l'extérieur de la cellule et est muni de desmosomes, attaches de forte résistance qui solidarisent les cellules entre elles. Des mélanosomes (cf. section 1.2.1.5) sont déjà présents dans le cytoplasme.

1.2.1.2 Le stratum spinosum ou corps muqueux de Malpighi ou stratum filamentosum

Le stratum spinosum est formé de 5 à 6 couches de cellules de forme polygonale qui s'aplatissent lors de leur migration vers l'extérieur. Comme pour la couche basale, on observe à la périphérie de la cellule de nombreux prolongements cytoplasmiques, solidaires des prolongements des cellules voisines par l'intermédiaire de desmosomes assurant ainsi une grande cohésion de l'ensemble.

1.2.1.3 La couche granuleuse ou stratum granulosum

La couche granuleuse est formée de 3 à 5 couches de kératinocytes aplatis. La structure cellulaire est profondément modifiée : les organes cytoplasmiques se raréfient, la membrane plasmique s'épaissit, les faisceaux de tonofibrilles, précurseurs de la kératine, s'agglutinent, et deux nouvelles structures apparaissent : les grains de kératohyaline et les corps lamellaires ou corps d'Odland.

1.2.1.4 La couche cornée ou Stratum Corneum (SC)

Composée de cellules anuclées très plates (de 26 à 45 μm de diamètre pour 0.3 à 0.7 μm d'épaisseur) appelées cornéocytes, cette couche, la plus superficielle, est l'aboutissement du processus de différenciation des cellules. Souvent comparée à une structure "brique et mortier", avec les cornéocytes dans le rôle des briques et un ciment intercellulaire formé de lipides dans le rôle du mortier, elle est le 1^{er} rempart de l'organisme contre l'extérieur. Le noyau et les organes cytoplasmiques ont complètement disparu, la cellule est remplie de kératine, protéine fibreuse très résistante, dont les fibres sont engluées dans la matrice interfilamentaire. Ces kératines jouent un rôle cyto-structural important [Bousquet2002] et il en existe plusieurs types dans l'organisme : épidermique, pileux ou unguéale.

Chaque cornéocyte du SC recouvre 25 kératinocytes de la couche basale, et le nombre empilé varie selon les besoins, de 4 à plusieurs centaines. La composition du SC varie également selon la localisation sur le corps [Brancaleon2001]. A noter que la taille des cornéocytes augmente avec l'âge [Lévêque2008].

Le SC est composé lui-même de trois sous-couches : la couche brillante ou stratum lucidum, la couche compacte ou stratum compactum et la couche desquamante de Ranvier ou stratum disjonctum. Chaque jour, une couche cellulaire apparaît à la face profonde du SC et une couche de la face extérieure desquame.

La situation des cornéocytes est unique dans le corps, puisqu'une cellule morte est habituellement inutile. Ceci est loin d'être le cas avec le SC puisque cette couche contribue largement à la

fonction de protection et de barrière de la peau vis-à-vis des attaques extérieures [Elias2005], [Kendall2007]. Produit en excès, le SC est incompatible avec la vie, tandis que son absence laisse fuir l'eau et les liquides extra cellulaires : une perte du SC supérieure à 50 % de la surface corporelle revêt ainsi un pronostic vital (la déshydratation chez les grands brûlés est un facteur important de mortalité).

Si les kératinocytes représentent 80 % de l'épiderme, on trouve également dans cette partie d'autres populations cellulaires jouant un rôle important. Une présentation générale de ces populations est faite ci-dessous.

1.2.1.5 Les mélanocytes

Le mélanocyte est une cellule épidermique dont la fonction est de produire de la mélanine. Ils représentent environ 13 % de la population cellulaire de l'épiderme. Les mélanocytes proviennent du même tissu embryonnaire que les cellules nerveuses. Ce n'est qu'entre la 8^{ème} et la 14^{ème} semaine de vie qu'ils migrent vers les territoires qu'ils occupent par la suite.

Dans la peau, les mélanocytes se situent entre les kératinocytes et la couche germinative. On en trouve également autour des follicules pileux et dans l'œil. Ils peuvent se diviser, leur turn-over étant toutefois très inférieur à celui des kératinocytes. La forme du corps est arrondie avec de nombreux prolongements, les dendrites, qui s'insinuent entre les kératinocytes de la couche basale (cf. figure 1.3). Un mélanocyte prend en charge 36 kératinocytes composant ainsi une Unité Epidermique de Mélanisation (UEM). La production et la distribution des grains de mélanine dans l'épiderme s'appelle la mélanogénèse et se fait par l'intermédiaire de mélanosomes. Ces grains, contenant la mélanine, sont transférés aux kératinocytes voisins par les dendrites. A l'intérieur d'une UEM, la mélanogénèse passe par quatre étapes :

- Synthèse du mélanosome.
- Mélanisation du mélanosome.
- Transfert du mélanosome.
- Elimination de la mélanine.

La couleur de la peau, variant énormément suivant les ethnies, s'exprime principalement au niveau des mélanosomes [Flagothier2005]. Les différences raciales de pigmentation ne reposent pas sur le nombre d'UEM, mais sur la désintégration ou non des mélanosomes lors de la migration des kératinocytes vers la surface. On observe également une variation de leur densité suivant leur localisation (2000/mm² pour les zones exposées, 1550/mm² sur le reste) ainsi qu'une diminution de leur nombre avec l'âge (ce phénomène est particulièrement visible dans les follicules pileux qui montrent un grisonnement progressif avec le vieillissement).

La mélanine est responsable, avec l'hémoglobine oxydée rouge et l'hémoglobine réduite bleue, de la couleur de la peau. Son rôle principal est d'assurer une photo protection contre le soleil (à noter que l'épiderme s'épaissit sous l'influence des radiations solaires). Elle constitue un filtre qui diffracte et réfléchit les rayons incidents, protégeant le matériel génétique de la cellule. La production de mélanine est un phénomène dynamique : les rayons Ultra Violets (UV) induisent une réaction rapide (brunissement) qui débute 5 à 10 minutes après l'exposition et peut durer 36 heures. Une réaction retardée apparaît 72 heures après, correspondant au bronzage ; une néo synthèse de mélanine et de mélanosomes se produit.

La mélanine joue également un rôle dans le processus de thermorégulation (plus la peau est

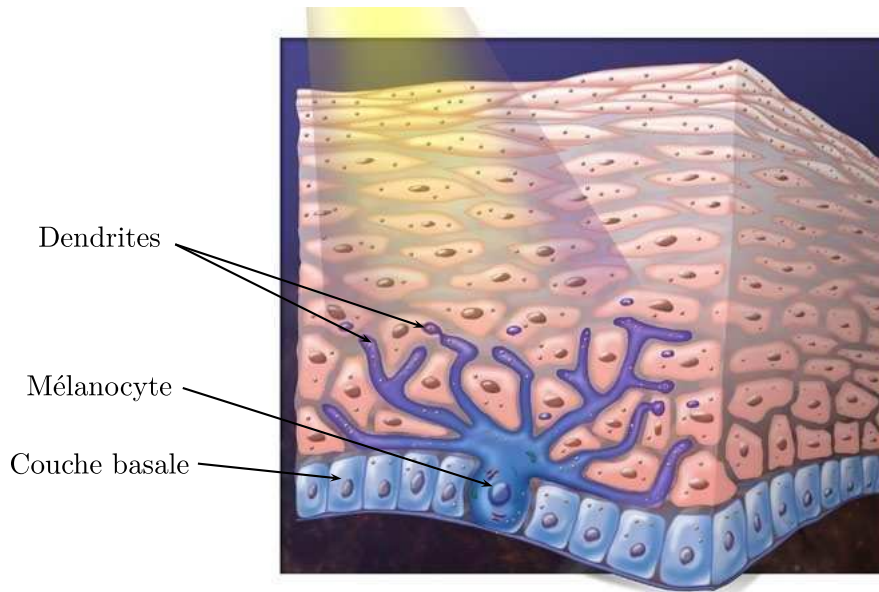


FIG. 1.3 – Mélanocyte. D'après [Gregory2008].

foncée, plus le sujet est sensible au froid) ainsi que dans la synthèse de la vitamine D puisqu'elle conditionne la pénétration des UV dans la peau. Un équilibre au niveau de l'exposition du soleil est ainsi nécessaire à la bonne santé de l'individu : trop de soleil détruit les cellules, mais pas assez ne permet pas de maintenir un niveau de vitamine D suffisant [Sinclair2006].

A noter que la classification des réactions de la peau au soleil s'appelle le phototype. Il en existe 6, du type 1 (peau très claire qui ne bronze pas et attrape systématiquement des coups de soleil) au type 6 (peau foncée qui n'a jamais de coups de soleil).

1.2.1.6 Les cellules de Langerhans

Elles représentent 3 à 4 % de la population de l'épiderme. Localisées principalement dans sa partie moyenne et haute, elles jouent un rôle crucial dans l'immunité : ce sont des sentinelles périphériques qui détectent la présence d'antigènes qui auraient pu passer la barrière cutanée. Leurs longues dendrites forment un véritable réseau continu dans l'épiderme. Elles sont capables de phagocyter des particules étrangères (par exemple des virus) avec toutefois moins d'efficacité que le macrophage. Elles sont également présentes dans certaines muqueuses (bouche, poumon). Leur densité est en moyenne de $700/\text{mm}^2$ et diminue avec l'âge et les rayons UV. Ces cellules sont libres comme les mélanocytes et peuvent migrer. Elles se renouvellent par elles-mêmes avec un turn-over inférieur aux kératinocytes.

1.2.1.7 Les cellules de Merkel

Les cellules de Merkel constituent la 4^{ème} population cellulaire de l'épiderme [Histo2009]. Ce sont des cellules neuro-épithéliales dérivant des cellules souches de l'épiderme fœtal. Elles jouent le rôle de mécanorécepteurs à adaptation lente et sont irrégulièrement réparties à la surface du corps humain. Elles sont particulièrement abondantes au niveau des lèvres, de la paume des mains, de la pulpe des doigts et de la plante des pieds.

1.2.1.8 Synthèse sur l'épiderme

La structure de l'épiderme ainsi que son processus de construction sont particulièrement complexes. Sa fonction principale reste celle de protection : par les cellules cornées qui constituent une "carapace" en perpétuel renouvellement, par les mélanocytes qui protègent l'organisme des rayons solaires, et par les cellules de Langerhans qui détectent les particules étrangères.

Son rôle dans le comportement mécanique global de la peau est en général négligé vis-à-vis du rôle joué par le derme. Sa topographie particulière (cf. section 1.2.9) reste tout de même responsable en grande partie de la souplesse cutanée nécessaire aux mouvements du corps.

1.2.2 La Jonction Dermo-Epidermique (JDE)

La JDE sépare l'épiderme du derme. Elle est constituée de quatre couches : la membrane plasmique des kératinocytes basaux, la lamina lucida, la lamina densa et la zone fibrillaire faite de fibrilles d'ancrage et de microfibrilles dermiques [Sfdermato2009]. Les papilles dermiques lui donnent une forme ondulée en coupe qui lui permet d'avoir une surface d'échange très importante (cette forme se retrouve sur la membrane basale). Elle joue un rôle d'adhésif cellulaire et de support mécanique : coté épiderme, elle permet l'ancrage des kératinocytes ; coté derme, ce sont les fibres de collagène qui viennent s'y ancrer, assurant ainsi une continuité mécanique. Son rôle est également de filtrer les éléments nutritifs et métaboliques entre l'épiderme et le derme. Le passage de la JDE par des cellules est le plus souvent synonyme de pathologie (notamment dans le cas de présence de mélanocytes dans le derme). Indispensable à la cicatrisation, cette jonction peut être endommagée par contraintes mécaniques (formation d'ampoules). Sa reconstruction est cependant très rapide [Beerens1975].

1.2.3 Le derme

Le derme est un tissu conjonctif constitué de cellules et d'une matrice extra cellulaire composée de fibres baignant dans une Substance Fondamentale (SF) amorphe. Il possède des propriétés qui en font la structure mécanique principale de la peau. Il lui donne sa consistance et son élasticité. On peut le diviser en deux couches, le derme superficiel ou papillaire, et le derme réticulaire.

Dans le 1^{er}, situé juste sous la JDE, se trouvent les circuits sanguin et lymphatique permettant les échanges nutritifs avec l'épiderme. Il contient des fibres de collagène de type III et des fibres élastiques très fines orthogonales à la surface cutanée. Le 2nd, plus épais (4/5 de l'épaisseur), est constitué de fibres de collagène de type I regroupées en faisceaux parallèles à la surface et plus denses que le derme papillaire, et de fibres élastiques dont le réseau s'entrelace avec les fibres de collagène.

Les principaux éléments constitutifs du derme sont décrits ci-dessous.

1.2.3.1 Les fibroblastes

Les fibroblastes sont des cellules résidentes de forme aplatie et stellaire possédant de fins prolongements du cytoplasme. Ils synthétisent tout au long de la vie les différentes macro molécules qui entrent dans la composition de la matrice extra cellulaire et sont différents suivant les fibres qu'ils fabriquent et leur localisation. Leur activité est particulièrement intense au cours de la cicatrisation. Les macro molécules synthétisées par les fibroblastes sont le collagène,

l'élastine (qui forment la partie fibreuse), les protéoglycanes et les glycoprotéines de structure (qui forment la SF). La production de ces macro molécules se fait suivant un programme de biosynthèse tout au long de la vie. La synthèse d'élastine, par exemple, décroît rapidement avec l'âge. Toutes ces macromolécules s'agencent dans l'espace extra cellulaire pour former des fibres. La structuration de l'ensemble se fait automatiquement par affinité entre les différents composants.

1.2.3.2 Les fibres de collagène

Le collagène est la protéine la plus abondante de l'organisme. Elle représente 70 % du poids sec de la peau. Il en existe différents types (plus de douze ont été recensés [Holzapfel2000]). Dans la peau, les fibroblastes synthétisent du collagène de type I et III qui s'organise tout d'abord en microfibrilles, puis en fibrilles et enfin en fibres. La principale fonction de ces fibres est d'assurer l'intégrité structurale des tissus, notamment grâce à leur grande résistance. Dans le derme papillaire, les fibres de collagène sont fines, de texture lâche et orientées verticalement. Dans le derme réticulaire, elles sont plus denses, orientées en vagues qui se croisent dans toutes les directions et parallèles au plan de la peau. Cette forme de vague joue un rôle important dans le comportement mécanique de la peau (cf. section 1.3.2). On trouve également des fibres de collagène dans l'hypoderme (cf. section 1.2.4).

[Noorlander2002] montre que ces fibres sont naturellement orientées dans une direction privilégiée, et que cette orientation change lors d'une sollicitation mécanique. Cette orientation est également mise en évidence par l'anisotropie de la propagation de la lumière dans le tissu [Nickell2000] et est en grande partie responsable de l'anisotropie mécanique de la peau (cf. section 1.3.2.4).

1.2.3.3 Les fibres d'élastine

L'élastine est une protéine fibreuse de très grande résistance chimique et physique. Comme son nom l'indique, elle possède des propriétés rhéologiques élastiques. Dans le derme papillaire, les fibres élastiques, fines fibrilles appelées oxytalanes, sont orientées de la même manière que les fibres de collagène. Dans le derme réticulaire et derme profond, les fibres d'élastine sont plus épaisses et forment un réseau ramifié s'associant au réseau dense des fibres de collagène (cf. figure 1.4). De nombreuses pathologies proviennent de modifications morphologiques de ces fibres (élastose solaire, élastose sénile, cutis laxa...).

1.2.3.4 La Substance Fondamentale (SF)

La SF est formée d'eau, de sels minéraux et de macro molécules représentées par :

- *Les protéoglycanes*. Ce sont de longues chaînes de mucopolysaccharides acides et de protéines. Ils forment l'essentiel de la SF.
- *Les glycoprotéines de structure*. Famille macromoléculaire présente dans l'espace inter cellulaire, elles peuvent s'associer avec des protéines fibreuses comme le collagène ou l'élastine, jouant ainsi un rôle dans l'organisation tridimensionnelle de la trame fibreuse.

On peut noter que d'autres cellules participant à la défense de l'organisme sont également présentes dans le derme : macrophages, lymphocytes ou encore granulocytes éosinophiles.

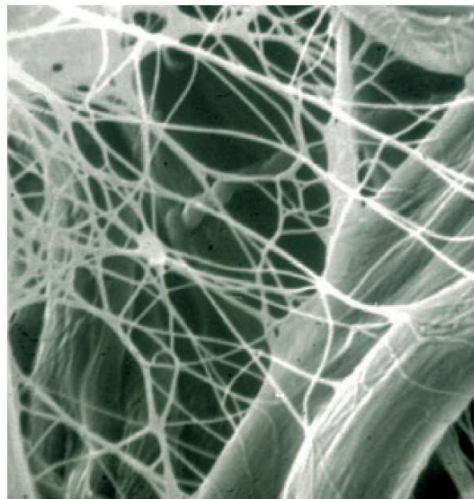


FIG. 1.4 – Réseau de fibres élastiques. D'après [Quatresooz2006].

1.2.3.5 Synthèse sur le derme

Si l'épiderme est composé d'un empilement de cellules avec un rôle de protection, le derme se rapproche plus d'un matériau composite composé de fibres (collagène et élastine) entourées d'une résine (la SF), lui donnant ainsi le rôle principal dans la fonction de structure mécanique de la peau. Sa complexité lui permet d'avoir un comportement très particulier (cf. section 1.3.2) nécessaire pour assurer une résistance efficace aux nombreuses agressions mécaniques quotidiennes.

1.2.4 L'hypoderme

L'hypoderme est formé de tissus adipeux, variété de tissu conjonctif lâche. Il est structuré en lobes graisseux limités par des travées de fibres de collagène issues du derme qui vont se fixer aux aponévroses des muscles ou au périoste des os, limitant ainsi la mobilité de la peau. Les lobes graisseux sont subdivisés en lobules remplis de cellules graisseuses, les adipocytes. Ce sont des cellules arrondies d'un diamètre variant de 50 à 150 μm . Leur fonction est de stocker les lipides et de fournir des acides gras par lipolyse en cas de demande énergétique : 85 % des besoins en énergie sont ainsi couverts par des prélèvements sur ces réserves adipeuses. Les adipocytes apparaissent au milieu de la vie utérine et se multiplient durant la vie embryonnaire et le jeune âge. Leur nombre reste ensuite constant. La distribution de ce tissu varie suivant le sexe : prédominant dans les parties hautes du corps chez l'homme (notamment au-dessus de l'ombilic au niveau de l'abdomen), il se localise chez la femme essentiellement au-dessous de l'ombilic (région pelvienne, fesses, cuisses).

Réparti un peu partout autour des organes, l'hypoderme forme un matelas graisseux d'épaisseur très variable qui se moule sur les muscles et organes sous jacents et les protège ainsi des chocs. Il représente en moyenne 15 % du poids du corps. A noter que certaines zones (paupières, oreilles...) sont dépourvues d'adipocytes. L'hypoderme jouerait également un rôle d'isolant électrique vis-à-vis du muscle [Petrofsky2008].

1.2.5 Vascularisation et innervation cutanée

Le réseau vasculaire cutané joue un rôle crucial dans la thermorégulation et l'équilibre de la tension artérielle. Il est autant utile à l'organisme complet qu'à la seule préservation des fonctions cutanées. En effet, le nombre de vaisseaux est largement excédentaire par rapport aux besoins nutritifs des tissus conjonctifs, et un débit minimal suffit à assurer la survie des tissus. Le volume sanguin cutané représente 9 à 12 % du volume sanguin total, avec un débit allant de 0.5 à 7 L/min. La description locale du réseau vasculaire est très complexe. Les contraintes mécaniques, les exigences de la thermorégulation et les besoins nutritifs locaux changent sans arrêt les modalités de la microcirculation cutanée. L'arrivée du sang artériel dans la peau se fait par artères sous cutanées traversant les cloisons inter globulaires de la graisse. Un 1^{er} réseau artériel, alimenté par ces artères, se situe dans le derme profond. Des artéριοles dites "artéριοles en candélabre" partent ensuite de ce 1^{er} réseau pour créer un 2nd réseau dans le derme superficiel et le plexus sous papillaire. Des capillaires gagnent ensuite les papilles dermiques. Les vaisseaux cutanés sont interconnectés à tous les niveaux du derme. Les voies du réseau veineux sont calquées sur le modèle artériel (cf. figure 1.5).

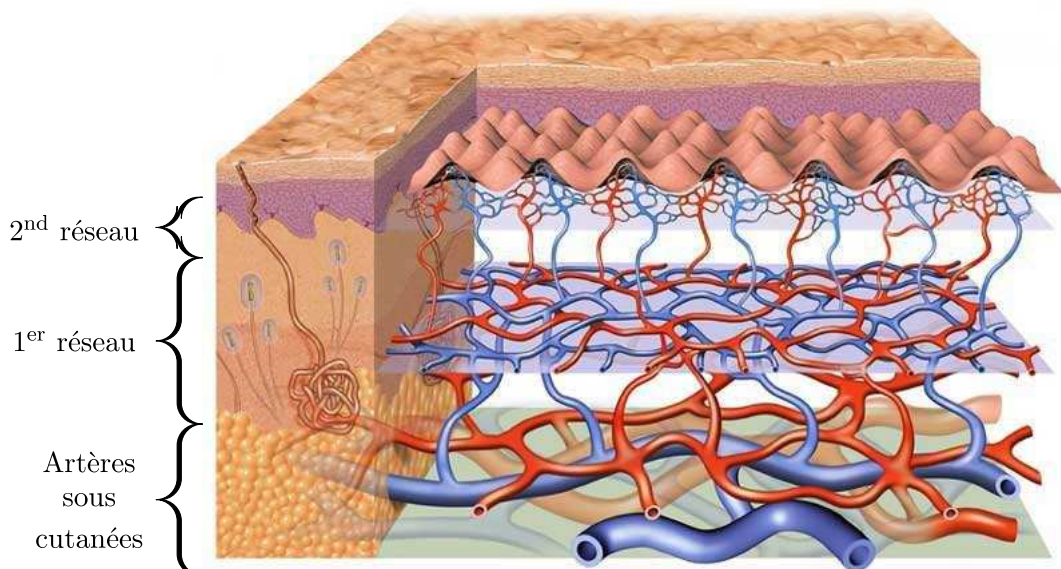


FIG. 1.5 – Vascularisation cutanée. D'après [SCFOc].

L'innervation cutanée dans le derme et l'hypoderme est importante. Elle comprend d'une part les terminaisons nerveuses du système nerveux autonome (cantoné aux vaisseaux dermiques, aux glandes sudoripares et aux muscles arrecteurs de poils) et d'autre part les terminaisons nerveuses des voies de la sensibilité comprenant :

- *Les terminaisons nerveuses libres.* Ces terminaisons sont de fines ramifications situées dans le derme ou l'épiderme et comprennent des mécanorécepteurs (adaptation lente), des thermorécepteurs (chaleur) et des nocirécepteurs (douleur).
- *Les terminaisons corpusculaires.* Situées dans les zones les plus sensibles, elles comprennent les corpuscules de Meissner, Rufini, Vater-Pacini et Golgi, mécanorécepteurs impliqués dans le sens du toucher.
- *Les terminaisons dilatées.* Elles viennent au contact des cellules de Merkel, cellules neuro-

endocrines de l'épiderme.

L'innervation cutanée est tellement dense que certaines liaisons de cellule à cellule, évoquant des synapses, ont été décrites [Misery2002].

1.2.6 Glandes cutanées

Plusieurs glandes, décrites ci-dessous, sont situées dans la peau.

1.2.6.1 Glandes sudorales eccrines

Pour éliminer la chaleur produite par le métabolisme basal (6 MJ par jour), la digestion et l'exercice (de 10 MJ à 30 MJ par jour), l'organisme dispose de quatre mécanismes :

- La conduction de la chaleur du sang jusqu'à l'aire pulmonaire et cutanée.
- La convection par les mouvements de l'air pulmonaire et en contact avec le tégument.
- L'irradiation par les rayonnements infrarouges du tégument.
- L'évaporation de l'eau dans les alvéoles pulmonaires et par la sueur.

L'évaporation par la sueur, ou transpiration corporelle, est le seul moyen d'évacuer de manière rapide la chaleur. Ce processus résulte essentiellement des glandes eccrines. Au nombre de 2 à 5 millions, elles sont réparties sur tout le corps à l'exception du lit unguéal, des lèvres et des organes génitaux. Cette glande a une forme de tube borgne de 5 mm de long pouvant être assimilé à un caloduc, plus efficace des conducteurs thermiques connu. Ce tube s'ouvre sur la surface cutanée par un pore et l'extrémité inférieure se situe dans la zone dermo hypodermique.

L'excrétion de la sueur se fait de façon intermittente suivant les stimuli (effort musculaire, absorption de boisson chaude, émotions intenses...). Chaque gramme de sueur évacue une énergie de 2.4 kJ pouvant engendrer une perte de 4 MJ par heure, ce qui est considérable. Au repos, une production continue de vapeur d'eau existe. Cette vapeur permet le transport continu des calories de la JDE vers la surface. D'autres fonctions de la sueur eccrine sont à noter. Sa forte concentration en acide lactique, en urée et en acides aminés, joue un rôle dans le maintien de l'hydratation minimum du SC, préservant ainsi ses propriétés mécaniques. Au niveau des paumes et des plantes, la sécrétion non thermo-dépendante améliore la préhension en élevant le coefficient de friction [Cua1990]. La sueur possède également des propriétés antiseptiques et antifongiques grâce à son pH acide. Une sudation rétrograde par les conduits sudoraux peut également se produire, constituant ainsi un mode d'absorption percutané. La mesure de l'évaporation d'eau, appelée Perte Insensible en Eau (PIE), peut se faire à l'aide d'appareils spécifiques et a été établie comme un des paramètres pour l'étude de la fonction de barrière de la peau [Rosado2005].

1.2.6.2 Glandes apocrines

Les glandes apocrines sont toujours associées à un follicule pileux. Le canal excréteur de la glande s'ouvre dans l'entonnoir folliculaire au-dessus de celui de la glande sébacée. La localisation de ces glandes se fait principalement aux aisselles, conduits auditifs, paupières, aréoles mammaires (la glande mammaire est une glande apocrine transformée), région péri anale, pubis, petites lèvres et prépuce. Le produit sécrété est visqueux, d'apparence laiteuse, différent de la sueur eccrine. Le développement de ces glandes atteint sa maturité à la puberté. Leur physiologie reste pratiquement inconnue [Porter2001]. Leur rôle dans la thermorégulation

est discutable vis-à-vis des glandes eccrines. Elles favoriseraient la lubrification du poil en association avec les glandes sébacées et eccrines et permettrait la diffusion d'hormones de reconnaissance sexuelle.

1.2.6.3 Glandes sébacées

Les glandes sébacées produisent le sébum. Elles sont réparties sur tout le corps à l'exception des paumes, des plantes des pieds, de la lèvre inférieure et sont plus nombreuses sur le visage. Leur taille augmente avec l'âge. La base de ces glandes part de l'épiderme et s'infilte obliquement dans le derme moyen. La plupart sont drainées par un canal pileux mais quelques unes s'ouvrent directement à la surface. Le sébum est la 1^{ère} sécrétion du corps humain (entre la 13^{ème} et 14^{ème} semaine embryonnaire). Il est formé de cellules sébacées matures éclatées et contient principalement des lipides. La quantité de sébum varie suivant les individus et une régulation de sa production se fait ; plus on enlève de sébum, plus les glandes sébacées en produisent. La température influe sa production (10 % par °C) ainsi que l'heure, le poids (augmentation) et l'âge (baisse). Des facteurs hormonaux agissent également sur sa production.

1.2.7 Le film cutané et la flore de surface

La surface cutanée n'est pas en contact direct avec l'extérieur ; un film relativement continu du SC recouvre sa surface. Ce film est composé de :

- *Produits issus de la kératinisation.* On distingue la kératine provenant des cellules cornées qui desquament après rupture des desmosomes, et les lipides qui forment le ciment intercellulaire.
- *Les micro organismes.* La 1^{ère} partie de ces micro organismes est la flore résidente située dans la couche desquamante qui constitue un excellent habitat. La densité de cette flore est variable. On note trois grandes espèces : les propionibacteria (représentant principal : propionibacterium acnes, qui joue un rôle considérable dans le mécanisme de l'acné), les staphylocoques et les levures. Cette flore protège l'organisme contre des gènes pathogènes et est essentielle à la bonne santé de l'individu. Sa densité est variable suivant la région et l'âge, mais reste constante et se renouvelle vite, même après désinfection ou un bain quotidien [Hartm1979]. La 2^{nde} partie est la flore transitoire constituée de germes contaminants ou pathogènes dont la survie sur le territoire cutané est faible et temporaire. Les principaux sont le staphylocoque doré, les streptocoques et les levures.
- *Le film hydro-lipidique.* Ce film est composé d'une fraction hydrosoluble formée de 99 % d'eau et d'éléments hydrosolubles (chlorure de sodium, chlorure de potassium, traces de calcium, magnésium, cuivre) et de substances organiques (composés azotés, urée, ammoniaque, acides aminés, acide lactique et pyruvique, glucose et dérivés). Les acides lactiques et pyruviques sont responsables de l'acidité du film tandis que les acides aminés lui confèrent son pouvoir tampon [Levin2007]. La fraction liposoluble du film hydro-lipidique est composée du sébum et du cholestérol libéré par le kératinocyte lors de sa croissance. Ce film est influencé par de nombreux facteurs (âge, sexe...) et constitue un véritable "manteau acide" (pH entre 4.6 et 6.1) protecteur qui limite la multiplication des germes étrangers, contrôle la prolifération de la flore résidente et empêche la pénétration de substances étrangères. Il évite également les excès d'humidification ou de dessiccation permettant ainsi au SC de garder sa souplesse.

1.2.8 Appendices cutanés

Les productions cutanées en saillie (dont font partie les poils et les ongles) sont appelées phanères. Une rapide description de ces appendices est faite ci-dessous.

1.2.8.1 L'appareil pilo-sébacé

L'origine des poils est sûrement les écailles épidermiques des reptiles [Zviak1987]. Le poil joue un rôle important dans la fonction du toucher ainsi que dans le développement sexuel et psychologique de l'individu. Le follicule pileux apparaît dès la 8^{ème} semaine après la conception, et atteint le stade de pleine maturité vers la 22^{ème} semaine. Répartis sur toute la surface du corps excepté sur les paumes et les plantes des pieds, leur nombre peut aller jusqu'à 5 millions, dont 1 million implantés sur la tête. Le diamètre d'un poil varie de 70 à 100 μm chez l'adulte. La seule différence entre le cheveu et le poil se situe au niveau du cycle de croissance : indépendant pour les poils, il est synchrone pour les cheveux et passe par trois étapes : phase anagène (croissance du poil), phase catagène (arrêt de la production), phase télogène (élimination du cheveu, repos, puis départ d'un nouveau cycle) [HairScience2009].

La partie cachée du poil est appelée la racine. La base, appelée papille, est très innervée (fonction tactile) et très vascularisée. La tige pileuse se forme par différenciation de kératinocytes (de la même manière que l'épiderme). Elle est constituée de trois couches : la cuticule, couche externe composée de 3 à 10 couches de cellules mortes appelées écailles reliées par du ciment lipidique, le cortex, cœur de la fibre responsable de ses propriétés mécaniques, et la moelle (dont la présence n'est pas permanente).

Une ou plusieurs glandes sébacées sont suspendues au follicule pileux par un petit canal sur son versant postérieur. Au-dessus s'abouche parfois la glande sudoripare apocrine. Chaque poil possède son propre muscle pilomoteur fixé dans un renflement épithélial appelé bulge et permettant d'hérissier le poil. En plus de leur fonction sensorielle, les poils protègent des rayons solaires grâce à la mélanine présente dans la tige (notamment sur le cuir chevelu). Ils jouent également un rôle de protection thermique en emprisonnant une couche d'air isolatrice autour de la peau.

A noter que les propriétés mécaniques du cheveu sont remarquables : la charge moyenne pour produire la rupture d'un cheveu se situe entre 0.5 et 1 N soit, pour une chevelure moyenne (120 000 cheveux) une charge de 120 kN. La limite à la rupture du cheveu est ainsi supérieure à celle de l'aluminium. La surface de la chevelure est également impressionnante puisqu'elle atteint 6 m².

1.2.8.2 L'ongle

L'ongle est une annexe cutanée kératinisée spécialisée, protégeant la face dorsale des extrémités des ongles et des pieds. Son développement se fait entre le 3^{ème} et le 5^{ème} mois de la gestation. L'ongle s'implante dans la peau par une racine représentant 1/4 à 1/3 de la longueur totale. Cette racine est pratiquement parallèle à la surface cutanée. Vient ensuite la lunule, de couleur blanchâtre et de forme convexe, souvent recouverte par la cuticule. La zone proximale ou zone rosée constitue la plus grande partie de l'ongle. Le bord libre ou bord distale termine l'ensemble. Il n'est pas adhérent aux tissus sous jacents et s'use spontanément en l'absence de soins. Sur les cotés, l'ongle s'encastre comme un verre de montre dans les rainures unguéales.

Composé principalement de kératine, l'ongle contient également de l'eau (7 à 16 %) ainsi

que des lipides (0.1 à 1.4 %). Sa croissance est continue (0.1 mm/jour) avec des variations circadiennes. Son cycle de régénération complet est d'environ 170 jours. En dehors du rôle esthétique que la plupart des femmes lui reconnaisse, l'ongle joue également un rôle dans l'amélioration de la préhension grâce au dépassement de la tablette unguéale. A noter que trop courte, cette tablette forme une gêne à la préhension par la formation d'un bourrelet. Il peut servir également d'arme pour griffer, déchirer, couper ou gratter. Certains auteurs attribuent également à l'ongle un rôle dans la sensibilité tactile.

1.2.9 Topographie et microrelief de la peau

La face superficielle de la peau présente un relief micro-dépressionnaire composé de rides, de sillons, et est criblée de multiples orifices. On distingue les sillons de 1^{er} ordre (70 à 200 μm de profondeur) orientés suivant au moins deux directions et délimitant des plateaux de formes variables. Les orifices folliculaires sont à l'intersection de ces sillons alors que les pores sudoraux sont situés sur les plateaux ou dans les sillons de 2nd ordre (30 à 70 μm de profondeur). Les sillons de 3^{ème} ordre séparent des groupes de corneocytes et sont inconstants [Agache2000]. On peut citer les sillons de 4^{ème} ordre, correspondant aux plicatures de la membrane cellulaire [Pierard1980]. Au visage, l'âge fait également apparaître des ridules (0.2 à 1 mm de profondeur) et des rides (profondeur supérieure à 1 mm).

L'ensemble du corps est recouvert de ces dessins. Les empreintes digitales, présentes sur les doigts et spécifiques à chaque individu, sont une particularité de ce relief et permettent l'amélioration de la préhension. Ce relief est présent uniquement sur la peau *in vivo* : un morceau de peau prélevé sur un corps se rétracte et les dessins géométriques disparaissent. Le rôle de ce relief est de constituer un véritable réservoir de tissu pour permettre à l'épiderme de faire face aux multiples extensions nécessaires aux mouvements ou à l'absorption de sollicitations. Sa géométrie est également liée à l'état de contraintes mécaniques auquel est soumise la peau [Viatour1995] ; une relation topographie-tension semble ainsi exister, la direction des sillons étant colinéaire à la direction de la sollicitation. Les sillons servent aussi de canaux d'écoulement et de rétention du sébum et de la sueur et permettent d'augmenter la surface d'échange avec l'extérieur.

Ce relief particulier varie suivant l'âge et les ethnies [Guinot2006], [Lagarde2005]. Anisotrope et serré chez une jeune personne, le réseau devient plus large et isotrope chez une personne âgée, traduisant la désorganisation du derme papillaire (cf. figure 1.6).

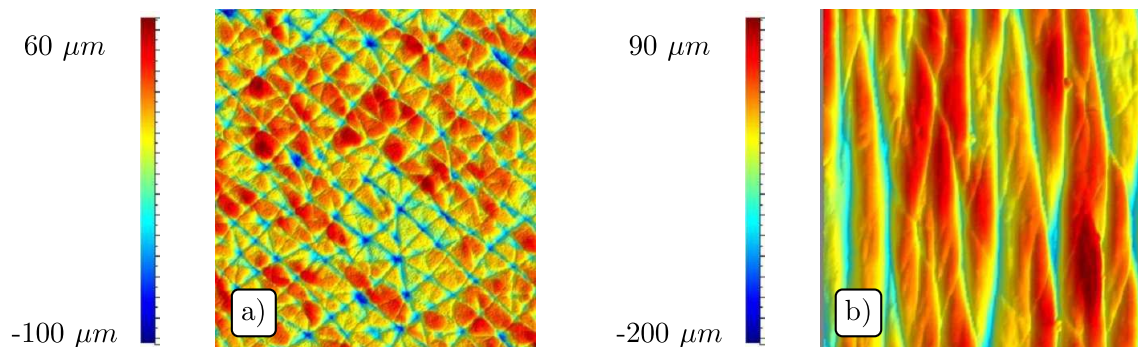


FIG. 1.6 – Topographie de la peau. a) Personne jeune. b) Personne âgée. (Dimensions : 5×5 mm²).

1.2.10 Remarques sur la continuité du tissu cutané

Il est d'usage de présenter la peau couche par couche afin de faciliter la compréhension de sa structure et de son fonctionnement. [Guimberteau2005] montre toutefois que cette représentation lamellaire et stratifiée est en partie erronée ; il existe une réelle continuité dans la matière, notamment dans le derme. Cet auteur propose un concept basé sur la vacuole permettant de décrire l'organisation tridimensionnelle du tissu ainsi que sa capacité de glissement sur les structures sous jacentes (cf. figure 1.7).

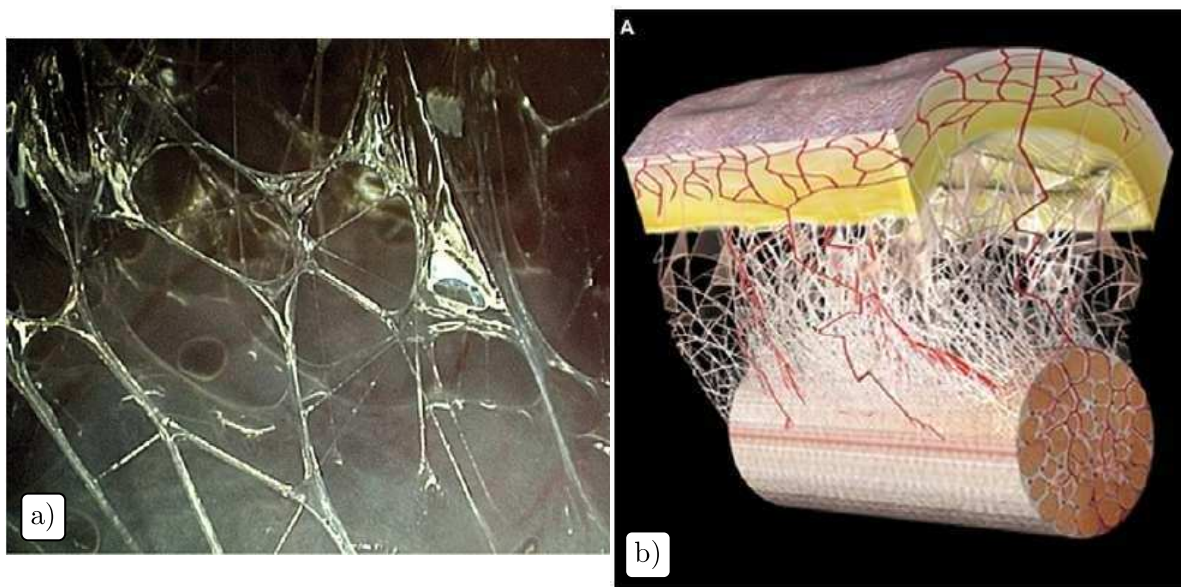


FIG. 1.7 – a) Vue *in vivo* de la structure du réseau de fibres. b) Représentation de l'attache du tissu à un tendon. D'après [Guimberteau2005].

Cet auteur a également réalisé des vidéos *in vivo* [Guimberteau2003] à l'aide d'un endoscope qui montre clairement la capacité de réorganisation du réseau de fibres afin de s'adapter au mieux aux sollicitations mécaniques. La peau est donc une structure dynamique évoluant non seulement dans le temps mais également suivant son environnement.

1.2.11 Synthèse sur la structure et les fonctions de la peau

Cette description de la peau montre une structure très complexe composée de multiples éléments assurant de nombreuses fonctions indispensables à la survie de l'organisme [Agache2000]. Bien qu'étant généralement présentée de manière structurée, il existe une réelle continuité entre tous les éléments, et chacun va apporter sa contribution, même légère, aux propriétés du tissu. Afin de mieux comprendre son comportement lors d'une sollicitation pour interpréter correctement les résultats et optimiser le développement des appareils de mesure, nous allons maintenant nous intéresser plus particulièrement à ses propriétés optiques et mécaniques.

1.3 Propriétés optiques et mécaniques

1.3.1 Propriétés optiques

Les propriétés optiques de la peau sont très importantes, que ce soit d'un point de vue fonctionnel pour la protection de l'organisme contre les rayons UV, ou d'un point de vue esthétique. Ces propriétés sont à connaître et à prendre en compte lors de mesures par un dispositif tel que celui décrit dans le chapitre 3. Chaque élément constitutif de la peau a ses propres propriétés optiques, donnant des propriétés globales différentes suivant les couches. Le chemin emprunté par un rayon lumineux traversant la peau peut être schématisé par la figure 1.8.

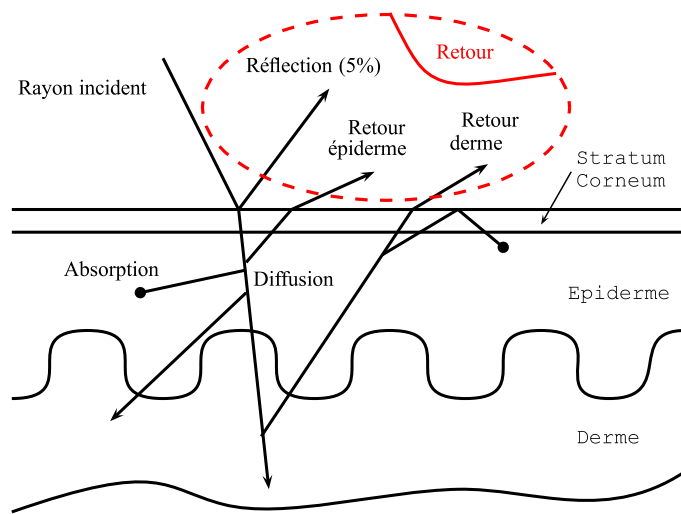


FIG. 1.8 – Trajet d'un rayon lumineux dans la peau. D'après [Igar2005].

Une partie du rayon (4 à 7 % pour un angle d'incidence de 90°) est directement réfléchi à cause du changement d'indice de réfraction entre l'air ($n_{air}=1$) et le SC ($n_{SC}=1.55$). L'intensité de cette réflexion directe augmente avec l'angle d'incidence avec une influence du relief de la peau et des follicules pileux. A noter que le phénomène inverse se produit lorsqu'un rayon lumineux sort de la peau. Le rayon pénètre ensuite dans l'épiderme. La diffusion dans cette couche est assez faible, au contraire de l'absorption, due en grande partie à la mélanine qui joue son rôle de photo protection. Lors de son passage à travers la JDE, le rayon va subir une diffusion. Le rayon pénètre ensuite dans le derme qui, au contraire de l'épiderme, va provoquer une grande diffusion du rayon à cause du réseau de fibres de collagène. L'absorption dans cette couche se fait principalement par l'hémoglobine. La profondeur de pénétration d'un rayon lumineux va dépendre de sa longueur d'onde (cf. tableau 1.1).

λ (nm)	250	300	350	400	500	600	700	800	1000	1200
D (μm)	2	6	60	90	230	550	750	1200	1600	2200

TAB. 1.1 – Profondeur de pénétration D de la lumière en fonction de la longueur d'onde λ .

On voit qu'un rayon UV (faible longueur d'onde) ne va pas traverser l'épiderme, mais sera

absorbé par la mélanine, protégeant ainsi les cellules. Au contraire, un rayon infrarouge (grande longueur d'onde) va pénétrer profondément dans la peau. Certains appareils de visualisation de la structure de la peau *in vivo* sont basés sur le principe qu'il existe "une fenêtre optique" entre 600 et 1300 nm [Anderson1981], comme la Tomographie à Cohérence Optique (OCT). Ces ondes peuvent également être utilisées dans un cadre thérapeutique [Dai2004].

1.3.2 Propriétés mécaniques

1.3.2.1 Propriétés des composants

La description du tissu cutané montre une multitude de composants qui, à cause de la forte cohésion qui les relie, participent tous à leur échelle au comportement mécanique de la peau. Toutefois, le derme reste la structure principale et va piloter en grande partie son comportement. Celui-ci est généralement admis comme étant visco élastique, non linéaire, anisotrope et quasi incompressible [Wilkes1973], [Hendriks2001]. Dans un 1^{er} temps, les propriétés de chaque élément du derme seront brièvement présentées. Dans un 2nd temps, le comportement global lors d'une sollicitation sera analysé.

Le collagène Le collagène est une fibre très raide avec une capacité d'élongation de 10 à 15 % maximum [Fung1993]. Elle se présente dans le derme sous forme ondulée et se structure en un réseau irrégulier [Wilkes1973]. Cette forme ondulée lui permet d'augmenter son extensibilité puisqu'elle va ainsi pouvoir se déplier sous l'effet d'une contrainte. Son comportement est admis comme élastique linéaire, et les valeurs de module élastique trouvées vont de 150 à 300 MPa [Wilkes1973] jusqu'à plus de 1 GPa [Fung1993]. Il représente 60 à 80 % du poids sec de la peau [Holzapfel2000].

L'élastine L'élastine représente quant à elle 5 à 10 % du poids sec de la peau [Holzapfel2000]. Elle s'organise également dans le derme en un réseau enchevêtré avec celui des fibres de collagène. Si son module est très inférieur à celui du collagène (de 300 à 600 kPa) [Fung1993], elle possède une capacité d'élongation très importante (supérieure à 100 %) obligeant l'utilisation de lois hyper élastiques pour décrire son comportement lors de grandes déformations. Cette fibre donne une extensibilité importante à la peau et permet de maintenir son état de tension naturelle [Wilkes1973].

Fibres réticulaires Elles constituent seulement 0.4 % du poids sec du derme. Leurs propriétés sont similaires à celles du collagène [Hendriks2001].

La SF La SF représente environ 20 % du poids sec du derme et possède les caractéristiques d'un gel semi fluide [Wheater2004]. Ses propriétés mécaniques ne vont donc pas être prépondérantes dans la réponse mécanique du tissu. Elle va jouer par contre un rôle dans le comportement visqueux [Minns1973], [Hendriks2001].

Remarque sur l'importance des autres structures Si le derme est considéré comme la "charpente" mécanique de la peau, les autres parties, généralement négligées, ont aussi un rôle dans ce domaine. Un élément souvent oublié mais extrêmement important du dispositif de protection cutané est l'hypoderme. Il permet le glissement du derme sur l'os ou le muscle,

absorbant ainsi l'énergie de cisaillement, et amortit grandement les chocs. Très peu d'auteurs se sont intéressés à l'étude des propriétés de cette couche. [Gennisson2004] trouve par propagation d'onde un module de cisaillement de 3 à 10 kPa. L'épiderme joue également un rôle mécanique, notamment grâce au SC dont la dureté et les propriétés de friction élevées contribuent grandement à la protection de l'organisme.

1.3.2.2 Comportement général

L'association des fibres de collagène et d'élastine sous forme de réseaux va donner aux tissus qu'elles composent des propriétés très différentes (cf. tableau 1.2). Si les fibres présentent individuellement un comportement linéaire, la structure générée par leur agencement donne généralement un comportement non linéaire [Hendriks2001]. En plus du type de structure, la densité de fibres de collagène va également influencer fortement sur les propriétés de l'ensemble [Roeder2002].

Matériau	Contrainte maximale (MPa)	Déformation maximale (%)	% Collagène (poids sec)	% Elastine (poids sec)
Tendon	50-100	10-15	75-85	<3
Ligament	50-100	10-15	70-80	10-15
Aorte	0.3-0.8	50-100	25-35	40-50
Peau	1-20	30-70	60-80	5-10
Cartilage	9-40	60-120	40-70	-

TAB. 1.2 – Propriétés mécaniques générales des tissus. D'après [Holzapfel2000].

Lors d'un essai de traction uniaxial sur un échantillon de peau, on observe trois phases (cf. figure 1.9) [Holzapfel2000] :

- *Phase 1.* Cette phase correspond au début du chargement où seules les fibres élastiques sont chargées. Les fibres de collagène sont enroulées sur elles-mêmes et ne contribuent pas à la réponse mécanique du matériau. Les faibles déformations engendrent un comportement linéaire.
- *Phase 2.* Cette phase est une transition ; les fibres élastiques ont sollicitées les fibres de collagène qui se sont déroulées et orientées et commencent à répondre mécaniquement à la sollicitation.
- *Phase 3.* Cette dernière phase correspond à la réponse simultanée des fibres élastiques et de collagène. On retrouve une linéarité due au comportement des fibres de collagène. Au-delà de cette phase une destruction des fibres apparaît.

Lors des phases 2 et 3 présentées ci-dessus, une partie de l'énergie fournie est dissipée, traduisant l'aspect visqueux du matériau. Cette viscosité a différentes origines :

- *La SF.* D'après [Wilkes1973], les mouvements de cette structure semi fluide à l'intérieur du réseau de fibres dissipent de l'énergie. [Minns1973] montre notamment que l'absence de cette structure influe sur tous les paramètres mécaniques dépendant du temps.
- *Le frottement des fibres.* [Guimberteau2005] observe *in vivo* un phénomène de glissement et de réorganisation des fibres, contribuant certainement à la dissipation de l'énergie lors de la sollicitation.
- *Les fibres elles-mêmes.* [Minns1973] montre le comportement dépendant du collagène à la vitesse de sollicitation.

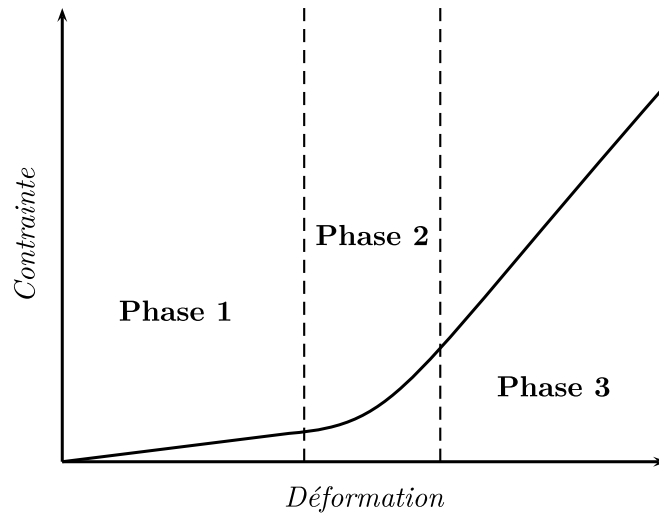


FIG. 1.9 – Essai de traction uniaxial sur la peau. D’après [Holzapfel2000].

Ces différents points impliquent que la réponse du tissu va dépendre de l’historique du chargement. [Liu2008] montre que suivant la direction de sollicitation, le nombre de cycles pour stabiliser le comportement de la peau varie. Un autre effet également présent et influant sur la dépendance du comportement dans le temps est l’effet Mullins ou effet de préconditionnement, qui correspond à une réorganisation du tissu lors d’une sollicitation [Munoz2008].

L’influence de chaque partie sur le comportement général peut être étudiée à l’aide de différents traitements. [Yuan2000] étudie l’effet de l’élastase et de la collagénase (destruction des fibres d’élastine et de collagène) et montre une baisse des propriétés mécaniques dans les deux cas. [Jesudason2007] montre également que la destruction des fibres d’élastine diminue les propriétés mécaniques de la peau et observe en plus un couplage entre sollicitation mécanique et activité enzymatique. [Cavalcante2005] attribue aux protéoglycanes de la SF un rôle de stabilisateur du réseau collagène-élastine. En plus du rôle visqueux attribué par [Wilkes1973], la SF aurait donc également un rôle dans la structure même du tissu. [Black2005] étudie également l’élastase et montre une perte du module élastique de 30 %, démontrant là aussi l’importance de l’élastine malgré sa faible proportion vis-à-vis du collagène.

La peau étant composée majoritairement d’eau (70 à 80 %), on peut supposer que les propriétés de compressibilité de cet élément vont être transmises au tégument. A ce sujet, les avis sont partagés. [Khatyr2006] considère un matériau compressible tandis que [Hendriks2003] considère dans ses travaux un matériau incompressible. Ces hypothèses découlent en général de la nécessité de simplifier les modèles utilisés. [Diridollou1994] trouve expérimentalement lors d’un essai de succion *in vivo* un coefficient de Poisson allant de 0.25 à 0.28.

1.3.2.3 Tension cutanée

Lors de l’étude mécanique de la peau *in vivo*, une propriété non négligeable est sa tension naturelle. Découvertes par Dupuytren [Dupuytren1834] et cartographiées par Langer [Langer1861a]-[Langer1861d], des lignes de tension non uniformes existent (cf. figure 1.10). Langer les définit comme le grand axe de l’ellipse obtenue après une incision circulaire. Certains auteurs proposent d’autres méthodes pour obtenir ces lignes, comme le plissement de la peau (accès aux *Relaxed Skin Tension Lines* [Borges1984]) ou la visualisation de formes géo-

métriques entre deux positions du corps [Flint1979]. Les résultats trouvés sont parfois contradictoires à ceux de Langer [Zanon1993]. Le fait que ces lignes soient dynamiques [Bush2007] et varient suivant la position du corps peut expliquer ces variations de résultat. L'hypoderme [Pierard1999] et plus généralement la morphologie de l'individu semblent également influencer la direction de ces lignes.

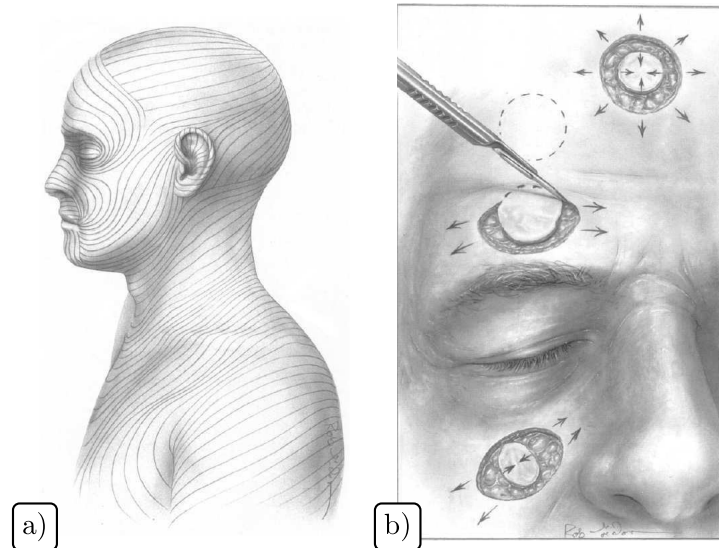


FIG. 1.10 – a) Lignes de Langer. b) Evolution d'incisions circulaires sur le visage. D'après [Waldorf2002].

La fonction de cette tension naturelle est importante. [Bush2008] montre en effet que dans plus de 90 % des cas, l'aire globale d'une incision diminue sous l'effet de ce paramètre ce qui va faciliter la cicatrisation. Il parle alors de compression plutôt que de tension. [Cerdeja2005] montre également l'importance de cette propriété dans le phénomène de cicatrisation. Son rôle est également grand lors de gestes chirurgicaux où elle va conditionner la direction optimale de l'incision [Borges1962]. A noter que les rides ne correspondent pas toujours aux lignes de Langer [Waldorf2002].

La prise en compte de cette tension dans les modèles mécaniques a été faite par quelques auteurs. [Alexander1977] et [Cook1977] utilisent deux patins avant un essai de succion pour mettre hors tension la zone de mesure, le début du plissement étant considéré comme la tension "zéro". [Diridollou1994] propose quant à lui à partir d'un essai de succion simple un modèle prenant en compte une précontrainte initiale (cf. section 1.4.2.1).

1.3.2.4 Anisotropie

L'anisotropie mécanique observée sur la peau ne peut être dissociée de sa tension naturelle. En effet, l'orientation des fibres lors d'une sollicitation est observée par de nombreux auteurs [Wilkes1973], [Liu2008], [Noorlander2002]. Les fibres d'élastine et de collagène au repos sont donc plus tendues suivant la direction naturelle de tension; il en résulte une différence au niveau du potentiel d'élongation (moins important) et de la raideur (plus importante) dans cette direction par rapport aux autres.

De l'anisotropie totale à l'isotropie, il existe plusieurs degrés. [Alexander1977], puis [Khatyr2004] montrent que le modèle orthotrope peut être utilisé sur 70 % des sujets. La prise en compte

du comportement non linéaire de la peau associé à une précontrainte permet également de modéliser l'anisotropie du tissu cutané [Bischoff2000].

1.3.2.5 Adhésion cutanée

La présence du film lipidique en surface de la peau lui donne un comportement adhésif important. Ce comportement est à prendre en compte notamment lors d'essais d'indentation où la surface de contact réelle va être modifiée par ce film [Pailler2004a]. On utilise alors des théories spécifiques permettant de corriger cette aire de contact, comme celles développées par [Johnson1971] ou [Derjaguin1994]. Cet aspect est également à prendre en compte lors d'usage d'adhésifs [Venkatraman1998]. À noter que ce film lipidique est également responsable des propriétés de mouillabilité de la peau [Mavon1997].

1.3.2.6 Vieillissement cutané

Le vieillissement d'un individu est dû à différents éléments :

- *Génétique et chronologique*. Chaque individu a une programmation de son vieillissement inscrite dans ses gènes et différente des autres individus [Boisnic2005b].
- *Photo induit*. Les rayons solaires, par destruction du matériel génétique de la cellule, accélèrent le vieillissement [Quatresooz2005]. [Seo2006] montre également que la chaleur produite par les rayonnements est une source de dommages.
- *Environnemental et comportemental*. Des facteurs comme la pollution ou le tabac vont notamment accélérer le vieillissement [Boisnic2005a], [Leung2002], [Bernhard2007] alors que certains, comme le thé vert, vont être bénéfiques [Hsu2005].
- *Gravitationnel*. La pesanteur, par son action continue sur les tissus, engendre des phénomènes de ptose, c'est-à-dire une elongation des tissus dans la direction de la force de pesanteur, observables à l'œil nu [Quatresooz2006].

À noter que pour certains auteurs les facteurs photo induits et environnementaux sont aussi importants que le vieillissement chronologique [Giacomoni2004]. Ce vieillissement va se traduire par des modifications au niveau de la surface et de la structure (cf. figure 1.11).

La manifestation la plus visible du vieillissement est l'apparition de rides au niveau de la surface. D'un point de vue topographie, ce phénomène se traduit par [Beylot2008] :

- La disparition des lignes secondaires.
- Le renforcement des sillons primaires.
- Une densité générale de sillons plus faible.
- Une anisotropie plus marquée.

L'origine de ce remodelage de surface prend son origine dans la modification de la structure de la peau [Boisnic2005b], [Ebling1982], [Waller2006]. L'épiderme s'atrophie (perte de 7 % par décennie), la membrane basale normalement ondulée s'aplatie et perd son relief. La peau devient plus sèche [Potts1984], notamment à cause du SC qui voit ses lipides diminuer. Le métabolisme des kératinocytes est altéré, la cohésion dermo-épidermique diminue et la pigmentation devient irrégulière.

La fonction barrière de la peau devient moins efficace : le nombre de cellules de Langerhans diminue, les glandes sébacées et sudorales sont moins actives et leur nombre diminue également. La fonction immune est également altérée. La réponse aux UV est affectée [Gilchrest1982] et le processus de cicatrisation perd de son efficacité [Gosain2004].

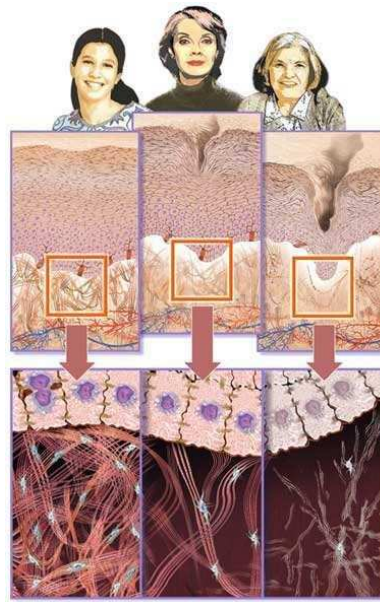


FIG. 1.11 – Représentation du vieillissement cutané. D'après [SCFOd].

Le derme voit également son épaisseur chuter (6 % par décennie). Le nombre et la taille des fibroblastes diminuent, ayant pour conséquence une diminution du métabolisme fibroblastique concernant notamment leur capacité à générer les éléments de la matrice extra cellulaire. En conséquence directe de cette baisse de métabolisme, la synthèse des fibres de collagène diminue. A cela s'ajoute une augmentation de l'activité de métalloprotéinases qui dégradent ces fibres. Pour [Boisnic2005b], le réseau devient moins dense et plus fragmenté, ce qui s'oppose à l'analyse histologique montrant une désorganisation architecturale avec des faisceaux de collagène plus denses et des espaces plus nombreux. L'altération globale de la structure entraînant une diminution de ses propriétés mécaniques reste acceptée par la plupart des auteurs.

Concernant le réseau de fibres élastiques, son évolution varie également suivant les auteurs. D'une manière générale, le nombre de fibres diminue avec l'âge. [Esoffier1989] montre notamment lors d'un essai de torsion une baisse de la part élastique du comportement du tissu. Cette diminution est observée également au niveau de la SF, de la micro vascularisation et de l'innervation cutanée.

Toutes ces modifications structurales se traduisent par des modifications du comportement mécanique : on note une perte globale de l'élasticité de la peau, un comportement plus anisotrope et une diminution de la tension naturelle. La peau est également plus fragile et se déchire plus facilement lors de traumatismes. [Daly1979] montre *in vitro* que la diminution des fibres élastiques se traduit dans la 1^{ère} phase d'un essai de traction par une diminution apparente de la raideur, pour arriver au final à une phase 3 identique à celle d'un tissu sain. Il montre également que la viscosité augmente avec l'âge et serait due à la modification de la SF.

A noter que le vieillissement affecte différemment les personnes suivant leur ethnie [Berardesca1991], [Nouveau2005] et qu'une modification des tissus sous-cutanés peut également affecter les propriétés mécaniques mesurées [Dallara2008].

1.4 Dispositifs de caractérisation mécanique

De nombreuses méthodes et outils existent pour caractériser les propriétés mécaniques de la peau [Payne1991]. Nous ne citerons ici que les principales méthodes d'évaluation intéressantes vis-à-vis de notre étude. Avant cela, une présentation des conditions générales de mesure sur la peau est faite afin de bien cerner toutes les contraintes à respecter lors du développement des dispositifs.

1.4.1 Généralités sur les conditions de mesure

1.4.1.1 Types d'essais

La caractérisation mécanique de la peau peut se faire suivant trois approches suivant l'état du tissu lors des essais :

- *In vitro* (en latin : « dans le verre »). Ce test se fait "en tube" ou plus généralement en dehors de l'organisme vivant ou de la cellule, dans des conditions artificielles ou en culture. L'éprouvette peut être un lattice de collagène ou une peau reconstruite. Bien que permettant l'étude individuelle de paramètres, les conditions d'essais *in vitro* sont loin des conditions réelles présentes dans un organisme vivant.
- *Ex vivo* (en latin : « au dehors du vivant »). Cette expression signifie que les opérations sont faites en dehors de l'organisme. En général, le morceau de tissu est prélevé sur un sujet vivant ou sur un cadavre, puis une découpe géométrique adéquate permettant d'obtenir l'éprouvette désirée est faite afin d'effectuer les essais dans des conditions contrôlées. Les expériences *ex vivo* constituent une étape intermédiaire entre celles conduites *in vitro* et celles réalisées *in vivo* (voir ci-dessous). Bien que permettant une maîtrise des conditions expérimentales, plusieurs facteurs influent par rapport à l'état *in vivo*, notamment :
 - La perte de fluide après excision, qui modifie les propriétés de la peau.
 - La déshydratation du tissu à l'air libre.
 - La perte de l'état de tension naturelle, influant sur les mesures.
- *In vivo* (en latin : « au sein du vivant »). Ce terme qualifie des recherches ou des examens pratiqués sur un organisme vivant. Les essais cliniques sont une forme de recherche *in vivo*, en l'occurrence sur des humains. Cet essai, le plus réaliste par rapport aux conditions du vivant, est aussi le plus complexe au niveau expérimental. De nombreuses réglementations sont à respecter [Afssaps2006]. La mesure se doit d'être non invasive et non destructive, l'organisme vivant ne doit subir aucun traumatisme permanent. On va donc travailler à des déformations faibles ou moyennes. La position du corps joue un rôle non négligeable sur l'état de tension de la peau. Une attention toute particulière doit donc être accordée au positionnement du sujet. Il existe très peu de parties planes sur le corps humain, le dispositif doit donc s'adapter à la zone de mesure. L'historique du matériau en conditions *in vivo* est très difficile à connaître avec précision. Aux paramètres du vieillissement intrinsèque de l'individu s'ajoutent les paramètres liés à son rythme de vie.

Un organisme vivant étant sans cesse en mouvement, des perturbations peuvent apparaître, dues notamment à la respiration ou aux battements du cœur. Si les essais *in vitro* et *ex vivo* peuvent utiliser des appareils « conventionnels », les essais *in vivo* nécessitent en général des dispositifs spécifiques suivant les objectifs visés.

A noter que pour les essais sur modèle animal, le porc est en général considéré comme se rapprochant le plus de la peau humaine [Maurin2005].

1.4.1.2 Précautions à prendre lors de mesures *in vivo*

De nombreux auteurs listent les différentes recommandations et généralités à prendre en compte lors d'essais *in vivo* [Barbenel1981], [Rodrigues2001], [Edwards1995]. On peut notamment citer :

- *Le temps de la mesure.* La peau ayant sa propre horloge biologique, ses différentes propriétés peuvent être affectées par l'heure de mesure [Henry2002], [Tsukahara2004].
- *La position du sujet et la localisation de la zone de mesure.* [Nizet2001] montre l'influence de la posture et de la gravité sur des mesures en propagation d'ondes sur l'avant bras. La topographie de la peau est également influencée par la position du corps [Viatour1995]. La zone de mesure et plus particulièrement le repositionnement entre différents temps sont également importants, notamment sur le visage où de forts gradients de propriétés sont observés [Lopez2000].
- *Les conditions environnementales et atmosphériques.* Ces conditions ont également une influence sur les propriétés biomécaniques de la peau. [Cravello2007] montre l'influence de la température et de l'humidité relative sur l'hydratation, la PIE et la température de la peau. [Tsukahara2007] montre qu'en seulement 30 minutes, les conditions d'humidité peuvent influencer les propriétés mécaniques et la topographie du tissu.
- *L'état psychologique du sujet.* Le stress psychologique [Hosoi2006] et les hormones peuvent également jouer un rôle sur l'état du tissu cutané [Guinot2005].

Toutes ces observations montrent clairement qu'une rigueur importante est à apporter lors des mesures de propriétés de la peau *in vivo*. Les principales techniques de caractérisation existantes vont maintenant être décrites.

1.4.2 Essais suivant un axe de sollicitation normal

1.4.2.1 Succion

L'essai de succion est sûrement l'un des plus utilisés actuellement. Il consiste à créer une dépression dans une cuve dont les bords sont fixés sur la peau à l'aide d'un adhésif double face et à mesurer l'évolution de la flèche lors de l'essai. Un essai typique consiste en l'application quasi instantanée d'une dépression puis du maintien de celle-ci pendant un temps déterminé. La mise à la pression atmosphérique rapide de la cuve permet ensuite d'observer le retour de la peau (cf. figure 1.12).

Différents paramètres peuvent être mesurés directement lors de cet essai, notamment U_e [m] (extensibilité instantanée), U_v [m] (fluage de la peau, contribution visqueuse), U_r [m] (retour élastique instantané) et U_a [m] (retour total). La flèche maximale est quant à elle notée U_f [m] (on a $U_f = U_e + U_v$). Différents rapports peuvent ensuite être calculés, comme U_r/U_f assimilé à l'élasticité biologique ou U_v/U_e , ratio de la partie élastique sur la partie visqueuse lors de la sollicitation. Ces paramètres directs ne prenant pas en compte l'épaisseur de la peau ou la géométrie de l'essai, des interprétations plus poussées ont été menées par de nombreux auteurs. Les premiers travaux basés sur ce principe ont ainsi été réalisés *in vitro* par [Tregear1966]. L'essai est inversé (pression créée à l'aide d'un fluide par le dessous) mais la théorie permettant son exploitation reste applicable dans le cas normal, c'est-à-dire avec une dépression comme représenté figure 1.12. Par la suite, [Grahame1969] effectue les premiers essais *in vivo* avec cette fois-ci une dépression toujours créée par un fluide dans une cuve cylindrique de diamètre 2 cm. L'approche de [Tregear1966] assimile la peau à une membrane se déformant de manière

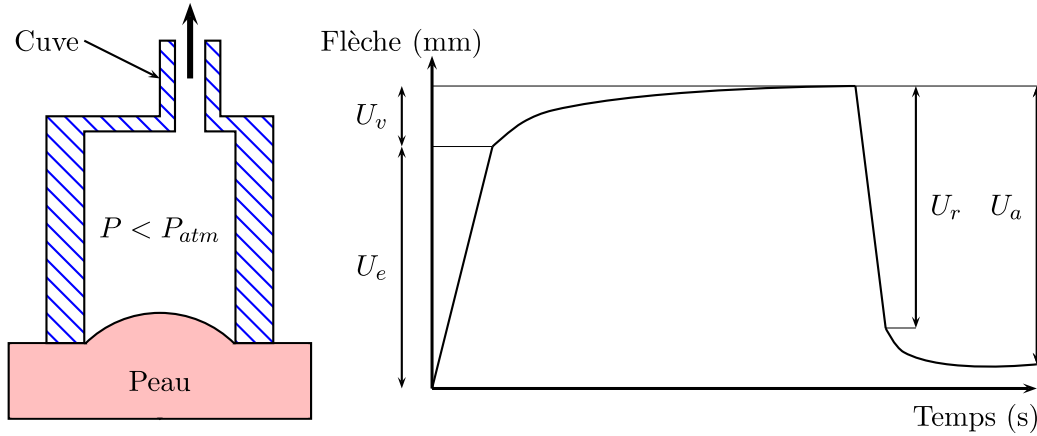


FIG. 1.12 – Schéma de principe et courbe type d'un essai de succion. D'après [Agache1980].

hémisphérique. Les expressions de la contrainte σ [Pa] et de la déformation ϵ sont basées sur une approche géométrique et sont données par les relations :

$$\sigma(t) = \frac{pa^2(1 + \frac{x^2}{a^2})}{4xe}, \quad \epsilon(t) = \frac{2x^2}{3a^2(1 + \frac{2x^2}{a^2})} \quad (1.1)$$

avec p [Pa] la dépression appliquée, a [m] le rayon de la cuve, x [m] la flèche mesurée et e [m] l'épaisseur de la peau. [Grahame1969] propose une simplification de ces formules et montre que l'on a un comportement non linéaire dès 5 % de déformation. Il trouve un module élastique allant de 18 à 57 MPa, croissant avec l'âge et plus élevé chez les femmes que chez les hommes. [Cook1977] ajoute à un essai de succion avec cuve rectangulaire un système de patins montés sur un compas permettant d'annuler avant l'essai la tension naturelle de la peau (il considère le début du plissement comme l'état "zéro"). L'hypothèse de déformation homogène cylindrique est vérifiée par empreinte de la calotte et visualisation à travers une cuve transparente d'une grille sur la peau. L'expression de la contrainte utilisée est différente de celle de [Tregear1966] :

$$\sigma(t) = \frac{pR}{e} \\ R = \frac{L^2}{8x} + \frac{x}{2} \quad (1.2)$$

avec p [Pa] la dépression, x [m] la flèche mesurée, R [m] le rayon de courbure de la calotte, e [m] l'épaisseur de la peau et L [m] la largeur de la cuve. La mesure de la tension N [N/m] proposée est donnée par :

$$N = P(\frac{L^2}{8x} + \frac{x}{2})\lambda_l \quad (1.3)$$

λ_l (Sans Unité) étant la dilatation de la peau dans la direction radiale déterminée par le dispositif d'annulation de tension. [Alexander1977] reprend ce dispositif et montre le caractère

orthotrope de la peau. Il étudie également l'influence de l'âge et de l'exposition au soleil et propose un modèle sensible à ces paramètres. Des résultats cohérents à ceux de [Grahame1969] sont trouvés.

[Diridollou1994], [Diridollou2000b] et [Diridollou2001] apportent à l'essai de succion une mesure par ultrasons des différentes épaisseurs des couches de la peau. L'analyse proposée se base sur un modèle de membrane élastique tendue prenant en compte non seulement l'évolution temporelle de la pression et la précontrainte de la peau, mais également une variation de l'épaisseur du derme au cours du temps due selon l'auteur à l'infiltration de liquide dans cette partie. Son modèle est décrit par :

$$p(t) = \frac{4x(t)e}{x(t)^2 + a^2} \left(\frac{E}{1 - \nu} \left(\left[\left(\frac{x(t)^2 + a^2}{2ax(t)} \right) \arcsin \left(\frac{2ax(t)}{x(t)^2 + a^2} \right) \right] - 1 \right) + \sigma_0 \right) \quad (1.4)$$

avec p [Pa] la dépression, x [m] la flèche mesurée, e [m] l'épaisseur de la peau, a [m] le rayon de la cuve, E [Pa] le module d'Young, ν le coefficient de Poisson et σ_0 [Pa] la contrainte initiale. Une étude menée à l'aide de ce dispositif sur 206 personnes montre un module allant de 0.05 MPa à 0.2 MPa, croissant avec l'âge et supérieur chez les hommes par rapport aux femmes. La contrainte initiale trouvée va de 7 à 19 kPa. Son évolution est croissante jusqu'à l'adolescence puis décroissante linéairement avec le temps. L'analyse de l'épaisseur du tissu cutané est également faite. L'auteur conclut que la peau devient plus fine, plus raide, moins tendue et moins élastique avec l'âge. Un paramètre de non restitution de la peau traduisant l'aspect visqueux de la peau est également proposé. Le principal inconvénient de ce dispositif est la nécessité d'un liquide de couplage pour la mesure échographique pouvant affecter les propriétés de la peau.

La même approche que [Diridollou1994] combinant succion et mesure échographique est reprise par [Hendriks2003], avec cette fois-ci une modélisation basée sur une approche inverse avec modèle Élément Finis (EF) et une loi de comportement hyperélastique de Mooney. Le même auteur propose une étude en effectuant des essais avec différents diamètres de cuve combinés à une mesure échographique et OCT afin de remonter à l'aide d'un modèle multicouche aux propriétés de chaque partie du tissu cutané [Hendriks2006].

[Khatyr2004a] améliore dans sa thèse l'Optoskin, un appareil développé par les laboratoires Pierre Fabre et l'Insa de Toulouse dans la fin des années 1990. Il étudie l'influence de différentes cuves et développe l'essai de fluage interprété par un modèle spectral à quatre éléments. Cet auteur propose également une comparaison entre les approches de type géométrique, Timoshenko et EF [Khatyr2006]. Il montre les limites de la méthode géométrique basée sur l'hypothèse de plaque fine et propose la méthode basée sur la théorie de Timoshenko prenant en compte les effets de flexion avec une optimisation des coefficients en utilisant une modélisation EF. La relation proposée pour la mesure du module est :

$$\frac{x}{e} + A \left(\frac{x}{e} \right)^3 = B \frac{p}{E} \left(\frac{a}{e} \right)^4 \quad (1.5)$$

avec x [m] la flèche, e [m] l'épaisseur de la peau, a [m] le rayon de la cuve, p [Pa] la dépression, E [Pa] le module d'Young et A, B des paramètres dépendants des conditions aux limites. L'auteur trouve un module allant de 1.085 à 1.687 MPa. Cet auteur propose également une

équivalence entre le module d'un matériau isotrope et les modules d'un matériau orthotrope pour l'essai de succion. Il propose la relation :

$$E_{eq} = \frac{3}{8}E_I + \frac{5}{8}E_{II} \quad (1.6)$$

où E_{eq} [Pa], module équivalent isotrope, est une combinaison linéaire des modules principaux E_I et E_{II} [Pa].

Une approche originale est proposée par [Dobrev2005] qui utilise l'essai de succion de manière cyclique afin d'effectuer des essais en fatigue. Il montre la pertinence de certains paramètres permettant d'exploiter ce type d'essai. Ce même auteur montre également la sensibilité de l'essai de succion à l'hydratation de la peau [Dobrev2000].

[Delalleau2007] développe quant à lui une méthode complète d'approche inverse basée sur différentes lois et reposant sur des espaces simulés permettant une optimisation de l'identification. Il étudie notamment l'influence d'un dermocorticoïde sur 30 sujets et montre que les lois élastiques non linéaires et hyperélastiques à potentiel quadratique sont les plus pertinentes.

En résumé, l'essai de succion est un essai assez simple à mettre en oeuvre et permet la mesure de nombreux paramètres. Plusieurs appareils ont été commercialisés permettant ainsi la comparaison d'études réalisées par différentes équipes. On peut citer le Cutomètre [Ogoshi2006], le Dermaflex, le Dermalab [Grove2006] [Pedersen2003] et l'Optoskin [Khatyr2004a]. Si des cuves non symétriques peuvent faire apparaître une anisotropie du comportement [Khatyr2004a], ce type d'essai ne semblent pas être la meilleure solution pour l'étude de ce paramètre [Payne1991].

Excepté [Vlasblom1967], la majorité des auteurs s'accordent sur le fait que cette méthode est très peu sensible aux tissus sous jacents et que la réponse mesurée va provenir essentiellement de la peau [Cook1977]. Ce point est un avantage non négligeable. [Viatour1995] montre également que les mesures par succion sont peu influencées par la position du corps, que ce soit avec une cuve de 2 ou 8 mm de diamètre. Cet essai utilisant un anneau de garde, il est également peu perturbé par les mouvements du sujet. Il est toutefois nécessaire de faire attention au bon positionnement de l'appareil.

Le fait d'avoir une zone assez petite délimitée par un anneau de garde va permettre d'accéder aux propriétés rhéologiques intrinsèques de la peau, et non à son état global sur le corps. Ce point sera clairement mis en évidence par l'essai de torsion décrit section 1.4.3.1.

1.4.2.2 Indentation

L'essai d'indentation consiste à enfoncer une pièce nommée indenteur dans une autre et à mesurer la relation entre l'enfoncement δ [mm] et la force normale F_N [N] nécessaire au mouvement, ainsi que l'empreinte résiduelle laissée par l'indenteur. Initialement développé pour mesurer la dureté des matériaux, cet essai est très utilisé et de nombreuses techniques basées sur différentes géométries de contact existent [Felder2005]. Les théories permettant l'exploitation de cet essai ont été étudiées par [Hertz1882], [Sneddon1965] ou bien encore [Bowden2001]. La relation exprimant la force F_N en fonction de l'enfoncement δ est en général une loi puissance de la forme :

$$F_N = \kappa \delta^n \quad (1.7)$$

où la constante κ et l'exposant n dépendent de la géométrie de l'indenteur (sphérique, cylindrique, conique, pyramidale...) et du comportement mécanique du matériau. Une courbe typique d'un essai d'indentation sur un matériau visco élastique adhésif est représentée figure 1.13.

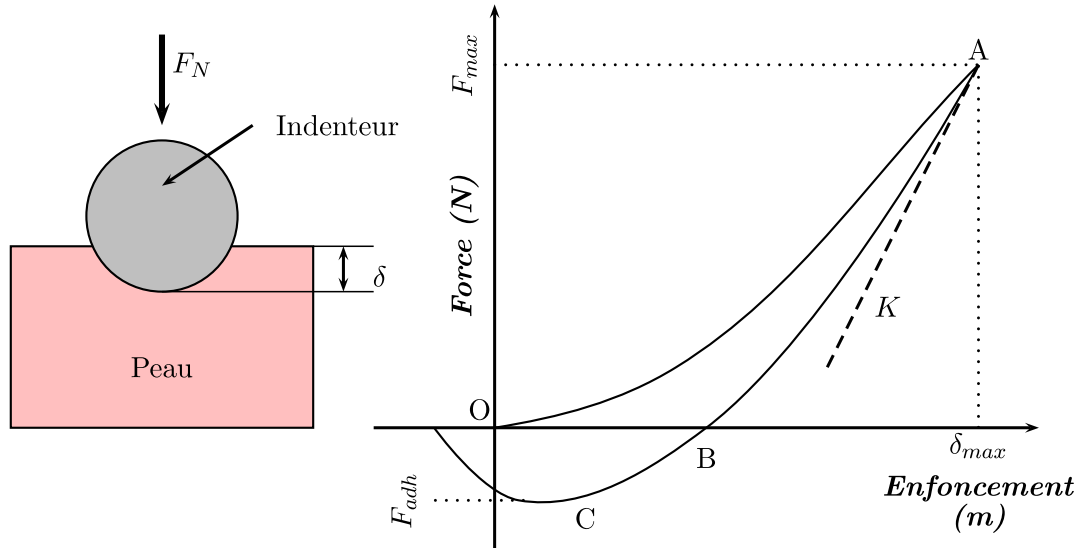


FIG. 1.13 – Schéma de principe et courbe type d'un essai d'indentation.

La 1^{ère} partie [OA] correspond à la charge de l'indenteur. L'aire sous cette courbe est le travail fourni W_1 . La 2^{ème} partie [AB] est la décharge. L'aire sous cette courbe est le travail restitué par le matériau W_2 . La différence $W_1 - W_2$ correspond à la dissipation du matériau. La partie [BC] correspond à l'adhésion entre l'indenteur et le matériau. Les paramètres caractéristiques de la courbe totale sont F_{max} [N] et δ_{max} [m], respectivement la force maximale et l'enfoncement maximal (à noter que dans le cas d'un matériau visco élastique, F_{max} et δ_{max} ne sont pas au même point), F_{adh} [N] la force traduisant l'adhésion maximale entre les deux matériaux et K [N/m] la tangente à la décharge de la courbe, correspondant à la raideur du contact.

Dans le cas d'un indenteur sphérique pénétrant un massif élastique semi infini, on a par exemple la relation :

$$F_N = \frac{4}{3} E^* \sqrt{R_1} \delta^{\frac{3}{2}} \quad (1.8)$$

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \quad (1.9)$$

avec E^* [Pa] le module d'élasticité réduit, E_1 [Pa], E_2 [Pa], ν_1 et ν_2 respectivement les modules d'élasticité et les coefficients de Poisson de l'indenteur et du substrat, et R_1 [m] le rayon de contact de l'indenteur. L'analyse de la trace laissée par l'indenteur permet également l'accès à certaines propriétés du matériau. Dans le cas de la peau *in vivo*, on reste généralement dans le domaine élastique où aucune trace résiduelle n'est visible ; ce point ne sera donc pas développé.

D'après [Dikstein2006] et [Kirk1949], la 1^{ère} application de l'essai d'indentation sur la peau a été faite dès 1912 par [Shade1912] sur la jambe et l'avant bras. Une différence entre tissus normaux et tissus avec œdème est alors observée.

[Kirk1949] copie l'appareil de [Shade1912] et mène une série d'essais en fonction de l'âge sur le haut et le bas du tibia. L'avantage de cette zone est que la peau repose directement sur l'os permettant l'hypothèse d'un substrat rigide. La flèche provoquée par un poids de 50 g pendant une période de 2 à 3 minutes est observée. Les résultats montrent une baisse de l'enfoncement avec l'âge. La flèche après enlèvement immédiat de la charge est également mesurée, et les résultats montrent également une décroissance de ce paramètre avec l'âge, traduisant une meilleure élasticité de la peau chez le sujet jeune. [Kirk1962] confirme ces résultats.

[Hayes1972] développe quant à lui une théorie utilisée dans de nombreux travaux pour l'exploitation de l'essai d'indentation. L'auteur se place dans le cas d'une couche élastique infinie reposant sur un massif rigide semi infini. L'adhérence de l'indenteur sur le matériau est supposée parfaite. L'auteur propose la résolution complète du problème et donne la relation :

$$E = \frac{F_N(1 - \nu^2)}{2.R_2.k.\delta} \quad (1.10)$$

reliant le module d'Young E [Pa] en fonction de la charge F_N [N], du coefficient de Poisson ν , du rayon de l'indenteur R_2 [m], de la profondeur d'indentation δ [m] et d'un paramètre k dépendant du rapport R_2/δ et de ν . Les valeurs de k pour différentes combinaisons sont données. Si cette théorie peut s'appliquer lors d'études comme celle de [Kirk1949], elle n'est pas réaliste sur la majorité des sites où des tissus sous jacents mous sont présents. Le module trouvé ne peut alors être attribué qu'à la peau.

[Barbenel1981] synthétise les principales hypothèses utilisées ainsi que les contraintes à respecter lors d'un essai d'indentation. Il précise que l'hypothèse de massif élastique semi infini généralement utilisée pour simplifier l'interprétation n'est valable que dans le cas d'un indenteur de rayon petit par rapport à l'épaisseur de la peau. Le non respect de cette hypothèse complique l'exploitation de l'essai. L'analyse de [Payne1991] va dans ce sens et l'auteur donne une valeur d'enfoncement maximale de 700 μm au-delà de laquelle l'influence des tissus sous jacents apparaît.

[Dikstein1983] propose une approche intéressante en étudiant l'influence des différentes couches de la peau *in vivo* lors d'un essai d'indentation à faible pression sur le front (1 kPa). Les résultats montrent que cet essai n'est pas sensible à la présence du SC. Il trouve également une baisse de la flèche maximale après hydratation, et une augmentation de la flèche après injection d'élastase, c'est-à-dire après destruction du réseau d'élastine. Aucun effet après destruction du collagène n'est observé. Selon cette étude, l'indentation est donc sensible à l'état du réseau d'élastine plutôt qu'à l'état du réseau de collagène. Le même auteur trouve une augmentation de la flèche pour une même pression avec l'âge, ainsi qu'une diminution de l'élasticité. Ces résultats contredisent ceux de [Kirk1949] au niveau de la flèche mesurée.

[Bader1983] effectue quant à lui des essais d'indentation et de fluage avec un indenteur cylindrique de 20 mm. Le modèle utilisé est celui de [Hayes1972] avec un coefficient de Poisson de 0.3. Contrairement aux études précédentes, cet auteur ne trouve pas de différence en fonction de l'âge chez la femme mais une différence en fonction du sexe. Son interprétation de ce phénomène repose sur un ratio muscle/graisse plus important chez l'homme que chez la femme. Le module d'Young trouvé va de 1.99 kPa chez l'homme jeune à 1.11 kPa chez la femme âgée.

[Lanir1990] effectue une série de tests sur le front par indentation et développe un modèle basé sur un couplage fluide (SF) structure (fibres). Ce modèle permet de décrire de manière réaliste les courbes expérimentales mais reste très complexe. [Lanir1993] observe par la suite sur la même zone une flèche plus importante chez une personne âgée qu'une personne jeune à faible pression (différence de 23 % pour une pression de 0.5 kPa). Cette différence diminue avec l'augmentation de la pression, phénomène expliqué par le fait que les fibres de collagène sont plus sollicitées pour les fortes pressions.

De la même manière que [Diridollou1994] pour l'essai de succion, [Zheng1996] ajoute à un dispositif d'indentation un système de mesure de l'épaisseur de la peau par ultrasons. Le modèle utilisé est visco élastique quasi linéaire et une validation complète *in vitro* est proposée. Les forces et déplacements mis en jeu *in vivo* sont très importants (3 N et 7 mm). Cet auteur précise qu'une erreur d'alignement de l'axe d'indentation avec la surface inférieure à 5° est acceptable. [Zheng1999] propose ensuite une version manuelle de ce dispositif et utilise la relation définie par [Hayes1972] sur l'avant bras. L'auteur montre l'influence de la vitesse d'indentation et de la contraction musculaire sur les résultats. Il démontre ainsi clairement le rôle non négligeable des tissus sous jacents (module de 14 kPa au repos à 59 kPa avec muscle contracté) lors d'enfoncements importants. Cet auteur montre également les limites du modèle de [Hayes1972] dans son application, à cause notamment des grandes déformations imposées et de la non planéité du substrat.

Ce problème des grandes déformations est traité par [Zhang1997] par un modèle EF non linéaire basé sur la formulation de [Hayes1972]. Une nouvelle table du facteur k est alors proposée. L'auteur montre que le coefficient de friction entre l'indenteur et la peau, habituellement négligé, influe sur l'interprétation, et tout particulièrement dans le cas d'un coefficient de Poisson élevé.

[Pailler2004] ajoute à l'étude classique de l'essai d'indentation une analyse complète du frottement et du comportement adhésif du contact entre l'indenteur et la peau. Un essai d'indentation dynamique est également proposé. Une étude de l'essai de relaxation est faite à l'aide d'un modèle de Poynting Thomson, et des essais avec un indenteur en forme de dièdre lui permettent de caractériser l'anisotropie mécanique de la peau et de la relier à la topographie de surface. Le module d'élasticité trouvé va de 5.3 kPa chez une personne âgée à 10.2 kPa chez une personne jeune pour une charge de 20 mN, résultats cohérents avec ceux de [Dikstein1983]. Il montre également que la peau passe d'un comportement essentiellement élastique chez une personne jeune à un comportement visco élastique chez une personne âgée. Ce même auteur propose par la suite la prise en compte de l'effet des couches sous jacentes en utilisant un modèle multicouche [Pailler2008].

[Delalleau2006] reprend les résultats de [Pailler2004] à l'aide d'un modèle EF semi infini utilisant une loi élastique isotrope. Si la méthode et le modèle permettent une convergence rapide, l'approche ne permet pas de décrire précisément le comportement. Le module trouvé est de 5.67 kPa et le coefficient de Poisson de 0.48, proche d'un matériau incompressible.

[Jachowicz2007] propose également une étude par indentation des propriétés de la peau *in vivo* et des propriétés de modèles de peau. Il utilise le modèle défini par la théorie de Hertz [Hertz1882]. Des essais de relaxation et de fluage sont également effectués. L'auteur confirme les résultats de [Pailler2004] en utilisant avec succès le modèle de Poynting Thomson. Le module trouvé sur l'avant bras va de 7 à 33 kPa (l'âge de chaque sujet n'est pas précisé). L'auteur note une augmentation du module avec le rayon de l'indenteur et soulève l'hypothèse d'une influence de la surface : un modèle adhésif tel que celui proposé par [Pailler2004] semble donc

indispensable à une interprétation correcte de l'essai.

[Tran2007] propose un couplage de l'IRM avec l'essai d'indentation afin d'identifier le comportement des différentes couches sur l'avant bras. La loi de comportement utilisée est du type Néo-Hookéen quasi incompressible. Six essais à différentes charges sont utilisés permettant une identification des propriétés de chaque couche. L'auteur montre l'avantage de coupler une mesure globale de champs de déplacements par IRM et une mesure d'effort sur l'indenteur par rapport à un essai mesurant uniquement l'effort : le nombre de points de mesure important et la maîtrise de l'épaisseur des couches et des tissus sous jacents permettent une approche inverse plus complète qu'une identification sur une simple courbe force-enfoncement .

Si l'essai d'indentation semble simple dans son principe, son interprétation correcte n'est pas aisée. Aux propriétés visco élastiques mises en jeu s'ajoutent les propriétés adhésives du contact avec l'indenteur. Cet essai donne ainsi accès à une multitude de paramètres permettant une caractérisation approfondie du tissu cutané. Il est nécessaire d'effectuer des essais à faible enfoncement afin de limiter la contribution des structures sous jacentes. La peau n'étant pas limitée par un anneau de garde, les propriétés obtenues vont être différentes de celles mesurées par exemple lors d'un essai de succion. On va accéder à l'état global de la peau, influencé grandement par son état de tension naturelle. Il est intéressant de noter que certains auteurs développent des dispositifs avec indenteur transparent afin de mesurer directement le rayon de contact [Feng2008] ce qui peut être une solution intéressante dans le cas d'un matériau aussi adhésif que la peau.

1.4.2.3 Ballistométrie

L'essai de ballistométrie consiste à faire impacter deux objets dans le but de mesurer leurs propriétés à travers leur interaction. Dans le cas de la peau, on va faire rebondir un objet sur sa surface et mesurer les rebonds successifs. Cet essai permet principalement la mesure d'un coefficient de restitution noté e_r défini par Issac Newton comme étant le ratio de la vitesse initiale des corps sur la vitesse finale [Hargens2006]. Ce rapport peut également s'exprimer en terme de hauteur de rebond. En supposant la vitesse initiale d'un des deux corps nulle, on a la relation :

$$e_r = \frac{-v_2}{v_1} = \sqrt{\frac{h_1}{H}} \quad (1.11)$$

avec v_1 [m/s] la vitesse initiale, v_2 [m/s] la vitesse finale, H [m] la hauteur initiale et h_1 [m] la hauteur du 1^{er} rebond du corps en mouvement. Ce calcul peut également s'appliquer à chaque paire de rebonds successifs de l'essai. [Hargens2006] décrit les différents points importants de cet essai : la peau doit être immobile, supportée par un substrat rigide, et la vitesse de la masse et de la peau doivent être nulles à l'instant de compression maximal. Ce point n'est pas respecté sur la peau *in vivo* car une onde est générée dans le tissu par l'impact, participant à la perte d'énergie. [Hargens2006] précise que l'utilisation d'un pendule dont le moment d'inertie est grand plutôt qu'une simple masse facilite la mesure des rebonds. Il permet d'obtenir de plus larges amplitudes nécessaires à la discrimination des différents tissus testés. La vitesse d'impact est également importante et doit être maîtrisée puisque les efforts visqueux sont proportionnels

à cette grandeur. Une vitesse faible est conseillée pour minimiser ce phénomène. Le 1^{er} rebond observé est bien évidemment le plus grand, une décroissance est ensuite observée. A cause des vitesses nécessaires pour faire rebondir un objet sur la peau, l'application de cette méthode va faire participer les structures sous jacentes.

D'après [Hargens2006], l'application de cet essai sur des tissus vivants a tout d'abord été faite dans le domaine ophtalmologique [Vogelsgang1934]. Une étude sur la peau *in vivo* a été réalisée par [Tosti1977] avec un dispositif pendulaire. Il utilise le ratio e_b exprimé en terme d'énergie (soit $e_b = e_r^2$). Une décroissance de e_b est observée avec l'âge, traduisant la perte d'élasticité du tissu. Des différences suivant les zones du corps testées et l'influence de pathologies sont également observées.

[Adhoute1993] propose quant à lui un coefficient d'absorption γ basé sur l'amplitude des rebonds successifs défini par :

$$h = He^{-\gamma} \quad (1.12)$$

avec h [m] l'enveloppe de l'amplitude des rebonds et H [m] la hauteur initiale.

En résumé, l'essai de ballistométrie a de nombreux avantages. Il est simple, ne nécessite pas d'attache sur le tissu et l'exploitation directe des courbes en terme de coefficient de restitution est assez aisée. Toutefois, il fait intervenir de manière importante les tissus sous jacentes et ce de manière dynamique, compliquant l'identification des propriétés du matériau.

1.4.2.4 Méthodes ultrasonores - propagation d'ondes

L'imagerie par échographie ultrasonore existe depuis les années 1970. Cette technique permet par mesure d'impédance acoustique de visualiser les contours des organes humains.

D'après [Gennisson2003], [Dickinson1982] est le 1^{er} à avoir eu l'idée de combiner imagerie ultrasonore et vibrations pour identifier les propriétés mécaniques de tissus. Une technique de corrélation des signaux est utilisée afin de quantifier l'amplitude et la fréquence des mouvements dus aux vibrations naturelles du corps. Une relation entre élasticité biologique et déplacement est suggérée. [Eisenscher1983] remplace par la suite les vibrations naturelles du corps par une propagation d'ondes mécaniques contrôlées et montre la capacité de cette méthode à distinguer une différence dans les modules élastiques des tissus.

Cette méthode peut être appliquée en utilisant soit un pot vibrant pour la génération des ondes, soit un faisceau ultrasonore. [Krouskop1987] applique ainsi des vibrations basses fréquences (10 Hz) sur les moignons de personnes amputées. Les déplacements sont retrouvés en se basant sur le principe de l'effet Doppler : le décalage fréquentiel des ondes est proportionnel à l'amplitude des déplacements. L'application d'un modèle visco élastique permet ensuite la détermination de l'élasticité des tissus. Cette technique dynamique est appelée sonoélastographie, terme qui regroupe pour certains auteurs l'ensemble des méthodes utilisant une vibration mécanique comme moyen d'investigation [Catheline1998].

[Ophir1991] propose une approche différente en remplaçant la propagation d'onde dynamique par une contrainte statique : on parle alors d'élastographie. Cette approche est particulièrement utile dans le cas de milieux avec des conditions aux frontières simples. L'idée est que les

zones faiblement rigides vont se déformer de manière plus importante que les zones rigides sous l'effet d'une compression. Les images avant et après application d'une contrainte sont alors comparées. Un traitement du signal important est nécessaire pour l'interprétation des signaux. [Mofid2006] applique cette méthode en utilisant comme sollicitation l'échoromètre (essai de succion) développé par [Diridollou1994]. Les déformations axiales et transverses du derme et de l'hypoderme sont calculées, et l'auteur montre des différences de comportement du derme entre plusieurs sites sur un même sujet.

Une 3^{ème} approche est proposée par [Catheline1998]. Les tissus sont alors sollicités non plus par une onde monochromatique mais par une sollicitation impulsionnelle. Cette approche a l'avantage d'être indépendante des conditions aux limites du milieu. [Sandrin2000] développe sur le même principe un palpeur acoustique où le transducteur est utilisé comme piston. [Gennisson2003] reprend le dispositif et ajoute un disque autour du transducteur (cf. figure 1.14) pour l'application de l'onde à la peau humaine *in vivo* sur laquelle il différencie la vitesse de propagation dans le derme et l'hypoderme. Le module de cisaillement du derme ainsi trouvé va de 1.2 à 3.1 MPa et celui de l'hypoderme de 3 à 10 kPa [Gennisson2004].

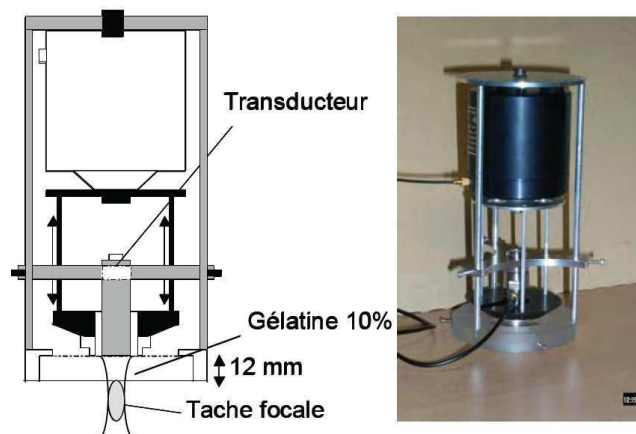


FIG. 1.14 – Palpeur acoustique utilisé pour les mesures sur peau humaine *in vivo*. D'après [Gennisson2003].

En résumé, les méthodes de propagation d'ondes sont des techniques disposant de nombreux avantages : non invasives, elles permettent une caractérisation rapide de l'intérieur des tissus. Leur usage est toutefois souvent qualitatif (observation d'hétérogénéités dans les tissus), les mesures quantitatives nécessitant l'application de modèles et donc une approche plus complexe. Leur application sur la peau humaine *in vivo* doit prendre en compte l'aspect dimensionnel de cet organe. En effet, plus la fréquence de la sonde de mesure est élevée, meilleure est la résolution, mais plus l'atténuation est grande [Grégoire2006]. Ainsi, une fréquence de sonde de 20 MHz permet une résolution de l'ordre de $150\ \mu\text{m}$ avec une profondeur suffisante pour l'observation du derme et de l'hypoderme, alors qu'une sonde de 100 MHz aura une résolution de l'ordre de $30\ \mu\text{m}$ permettant l'observation de l'épiderme mais avec une profondeur insuffisante pour l'observation des autres structures.

A noter que sur le même principe l'imagerie IRM peut également être combinée à une propagation d'onde pour caractériser les tissus.

1.4.3 Essais suivant un axe de sollicitation tangentiel

1.4.3.1 Torsion

L'essai de torsion consiste à fixer un patin circulaire sur la peau et à lui imposer soit un couple soit un angle. L'essai peut être délimité par un anneau de garde ou non (cf. figure 1.15). Dans le 1^{er} cas, l'influence des tissus sous jacents est minimisée et la déformation est principalement due à la peau. Dans le 2nd cas, la déformation peut s'étendre sur une zone assez large et se transmettre aux tissus sous jacents [Agache2006].

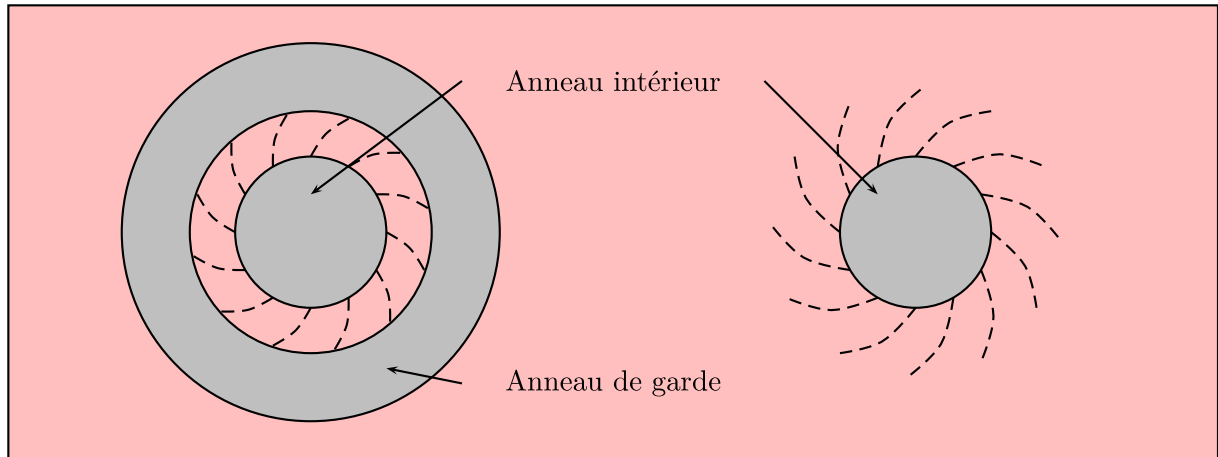


FIG. 1.15 – Schéma de principe d'un essai de torsion avec et sans anneau de garde. D'après [Agache2006].

Le même type d'essai que celui décrit pour la méthode de succion peut être obtenu (cf. figure 1.12), avec l'angle de déformation à la place de la flèche. D'après [Finlay1970], les premiers essais de torsion ont été effectués par [Vlasblom1967] sans anneau de garde. Celui-ci utilise alors la mesure du courant dans le moteur pour déterminer le couple appliqué sur la peau. [Duggan1967] développe quant à lui un dispositif avec jauges de déformation pour la mesure du couple, et [Daly1966] introduit un anneau de garde pour délimiter la zone et génère un déplacement sinusoïdal.

La mise en place de cet anneau de garde, repris par la suite dans la plupart des travaux, va conditionner les propriétés de la peau que l'on va mesurer. En l'absence de celui-ci, [Sanders1973] observe une baisse du module avec l'âge, alors que [Finlay1970] trouve une augmentation du module avec un anneau. Ces résultats montrent que la délimitation d'une zone de mesure permet d'accéder aux propriétés intrinsèques de la peau, alors que des mesures sans délimitation permettent de mesurer son état global sur le corps, état majoritairement dû à sa tension naturelle.

[Finlay1970] est le 1^{er} à construire un système en boucle fermée permettant l'asservissement de l'effort. Son dispositif est constitué d'un disque intérieur de diamètre 15 mm et d'un anneau de garde de diamètre 23-33 mm. Des essais effectués en imposant une contrainte sinusoïdale de fréquence 1 Hz montrent la non linéarité du comportement dès 2° d'angle. L'auteur observe également une contrainte résiduelle après le retour à la position initiale. Cette contrainte est interprétée comme une réorientation des fibres pendant l'application de la sollicitation, conduisant à une organisation différente de celle au repos.

En se basant sur le même type d'essai que celui utilisé par le dispositif de succion (application immédiate d'un couple, maintien de celui-ci puis arrêt quasi immédiat), [Sanders1973] décrit lors d'un essai sans anneau de garde la rotation de l'angle θ [rad] par la relation :

$$\theta(t) = \theta_e + \theta_v(1 - e^{-t/\tau}) + A_t t \quad (1.13)$$

avec θ_e [rad] l'angle de rotation instantané, θ_v [rad] l'angle de rotation différé, τ [s] la constante de temps du modèle et A_t une constante. De la même manière que l'interprétation basique de l'essai de succion (cf. grandeurs utilisées figure 1.12), cette relation ne prend en compte ni l'épaisseur ni la géométrie de l'essai. L'auteur définit alors le module d'élasticité E [Pa] par :

$$E = \frac{2.M.(1 + \nu)}{4.e.R_t^2.\theta_e} \quad (1.14)$$

avec M [N.m] le couple de torsion, R_t [m] le rayon du disque, θ_e [rad] l'angle de rotation instantané, e [m] l'épaisseur de la peau et ν le coefficient de Poisson. Le module trouvé diminue avec l'âge et va de 0.1 à 0.02 MPa.

[Lévêque1980] développe un appareil avec anneau de garde qui a par la suite été commercialisé (Dermal Torque Meter, Diastron Ltd., Andover, UK) et utilisé par [Agache1980] qui propose alors la relation :

$$E = \frac{M}{2\pi 0.4e R_a R_b \theta} \quad (1.15)$$

reliant le module d'Young de la peau E [Pa] au couple imposé M [N.m], à l'épaisseur de la peau e [m], à l'angle de rotation θ [rad] et aux rayons intérieur et extérieur de la zone délimitée notés respectivement R_a et R_b [m]. Une étude montre que le module E ainsi défini va de 0.42 MPa pour la population âgée de moins 30 ans à 0.85 MPa pour la population âgée de plus de 30 ans.

[Aubert1985] propose une nouvelle version de l'appareil développé par [Lévêque1980] et montre l'influence de produits cosmétiques sur le SC traduisant la sensibilité de l'appareil aux couches les plus superficielles.

En résumé, l'essai de torsion a plusieurs avantages. Utilisé avec anneau de garde, il sollicite la peau dans un plan tangentiel, minimisant ainsi l'influence des structures sous jacentes. Il est donc cohérent de trouver des résultats similaires avec l'essai de succion en fonction de l'âge à savoir une augmentation du module d'Young. L'absence d'anneau de garde donne des résultats différents et plutôt similaires à ceux de l'essai d'indentation.

Si les mêmes paramètres que ceux définis en succion peuvent être utilisés, aucune corrélation n'est toutefois trouvée entre les deux dispositifs montrant ainsi clairement la différence entre les propriétés mesurées dans le plan normal et le plan tangentiel [Murray1997]. L'axisymétrie de cet essai interdit toute étude de l'anisotropie de la peau. Enfin, comme l'essai de succion, l'appareil est tenu à la main et une attention particulière doit donc être apportée à sa manipulation lors de l'essai.

1.4.3.2 Extension

Il semble que les premières traces de l'essai de traction ou d'extension remontent à Galilée dans son ouvrage "Discorsi e Dimostrazioni matematiche" publié en 1638 [Galilee1638]. Cet essai, l'un des plus simple qui soit, consiste à chercher la relation entre l'allongement δL imposé à une éprouvette par déplacement relatif de ses deux extrémités et la force F nécessaire pour obtenir cet allongement. La relation la plus célèbre entre ces deux paramètres est sans doute la loi de Hooke (1660), relation linéaire reliant l'allongement d'un matériau élastique à la force qui lui est appliquée. Dans le cas d'une éprouvette homogène élastique isotrope, on distingue trois parties sur la courbe reliant force et allongement (cf. figure 1.16) :

- *Partie OA*. Zone de déformation élastique linéaire : l'allongement est complètement réversible.
- *Partie AB*. Zone de déformation plastique homogène : une déformation permanente apparaît.
- *Partie BC*. Zone de déformation plastique localisée : des zones de striction apparaissent, conduisant à la rupture du matériau en C.

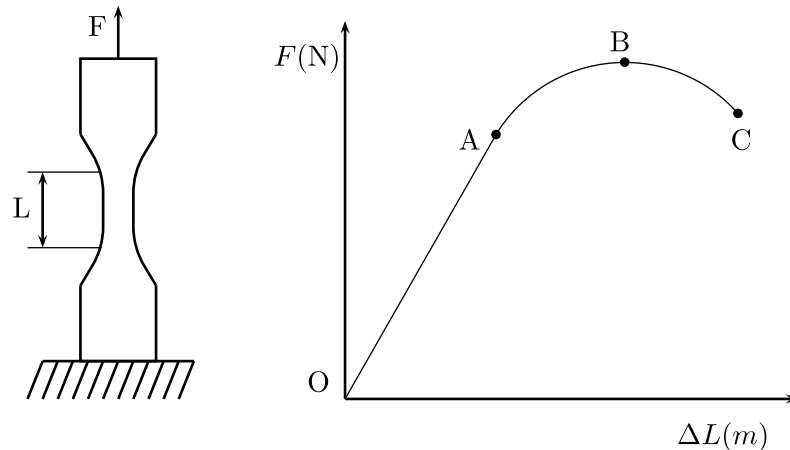


FIG. 1.16 – Courbe théorique d'un essai de traction.

L'imposition d'un déplacement relatif négatif donne un essai de compression. Dans le cas particulier de la peau, la relation force-déplacement est différente de celle décrite ci-dessus. Sa structure particulière lui donne dans le domaine élastique (OA) un comportement non linéaire tel que décrit figure 1.9.

Le 1^{er} appareil développé pour un essai d'extension sur la peau semble avoir été réalisé par [Evans1967]. Les patins, de 16 mm de côté, sont fixés sur la peau par adhésif double face et reliés aux capteurs d'effort par des fils, interdisant l'essai de compression. La vitesse relative maximale des patins est de 1.56 mm/s et l'entraînement se fait par un moteur déporté.

[Gibson1969] utilise cet appareil pour l'étude des propriétés de la peau sur le thorax suivant quatre axes à 45° avec un effort maximal de 1.5 N. L'anisotropie de la peau est clairement mise en évidence. Le tracé des allongements en coordonnées polaires donne des ellipses dont l'auteur détermine les directions suivant les diamètres maximaux et minimaux. Ces directions coïncident avec les lignes de Langer. L'auteur conclut que direction de tension et orientation des fibres sont deux paramètres liés.

L'influence de la position du bras au niveau de l'angle du coude et de la rotation du poignet a été montrée par [Chu1975] à l'aide d'un dispositif destiné à l'étude des cicatrices. A noter que la taille importante des patins rectangulaires ($25.4 \times 6.35 \text{ mm}^2$) collés par adhésif entraîne des efforts importants (6 N pour 4 à 5 mm d'extension). [Hutton1975] montre quant à lui qu'une déformation de 50 % devient inconfortable pour le patient.

[Alexander1977] et [Cook1977] proposent l'utilisation de l'extension comme moyen d'annulation de la tension naturelle de la peau avant un test de succion. Le dispositif est un simple compas dont la distance entre les patins (initialement 33 mm) collés sur la peau par adhésif est réglée manuellement. Une des branches contient des jauges de déformations permettant la mesure de l'effort. Les résultats obtenus montrent avec ce dispositif les variations des propriétés avec l'âge [Alexander2006] et mettent en avant la différence entre la réponse à faible et grande déformation : lors de petites déformations, la raideur de la peau diminue avec l'âge ; cette tendance s'inverse lors de grandes déformations.

[Gunner1979a] présente un appareil complètement portable (moteur embarqué) développé à partir des travaux de [Hutton1975]. Il est constitué d'un patin fixe et d'un patin mobile fixés à la peau par adhésif double face et écartés à la base de 10 mm. La vitesse de sollicitation est fixe (0.35 mm/s), l'effort maximal est de 10 N. La mesure des efforts est faite par deux jauges de déformation sur chaque bras montées ensembles en pont complet, et n'est donc pas indépendante pour chaque patin. Les mesures effectuées sur des sites normaux et d'autres atrophiés par écartement de 3 à 4 mm donnent des efforts de 6 N pour un site normal et 1 N pour un site atrophié. Cet appareil est le seul à avoir été commercialisé (extensomètre Dermotronics/Cutech). Un appareil de mesure de la recouvrance très simple est également proposé par cet auteur [Gunner1979b].

Une 1^{ère} approche utilisant une mesure optique lors de l'essai d'extension est proposée par [Barnhill1984] : des marqueurs tracés sur la peau permettent à l'aide de photos de mesurer les déplacements et déformations engendrés par les patins. Composé de deux bras reliés par une vis, le dispositif utilise un ressort calibré pour l'effort et les patins sont des cylindres de 8 mm de diamètre collés à la peau (Loctite super Glue 3). L'anisotropie de la peau est mise en évidence avec une raideur plus importante suivant les lignes de Langer. [Asserin1996] propose quant à lui d'utiliser le relief naturel de la peau pour l'étude des propriétés de la peau. Il utilise un dispositif manuel simple et le Cutech pour solliciter la peau. L'étude de l'évolution du relief de la peau sur l'avant bras entre les deux mors est faite en utilisant des empreintes de Silflo®. Une modélisation par EF en 2D avec une loi de comportement isotrope et anisotrope est ensuite utilisée pour l'identification des propriétés matériaux. Le modèle est créé à partir de la topographie mesurée. Cette approche est la 1^{ère} essayant de corrélérer des champs de déplacements expérimentaux à des champs simulés. L'auteur trouve un rapport de 10 entre les module E_x et E_y avec $E_y = 0.35 \text{ MPa}$ correspondant à l'axe de l'avant bras. L'auteur n'introduit toutefois pas de direction d'orientation dans le modèle et obtient une symétrie des déformations.

[Vescovo2002] propose dans sa thèse le développement d'un appareil d'extension *in vivo* original dans son mode de fixation des patins. Ceux-ci disposent de cavités dans lesquelles une dépression est faite de la même manière que l'essai de succion, permettant une attache sans adhésif au tissu. Cet auteur laisse libre la visualisation de la zone entre les patins afin d'étudier les champs de déplacements. Une étude *in vitro* est conduite par [Marcellier2001] sur un dispositif également développé par [Vescovo2002] au cours de sa thèse et combinant mesures optique et mécanique. L'hétérogénéité des champs de déformations sur une vergeture est notamment

clairement mise en évidence.

[Khatyr2004] reprend le dispositif de [Vescovo2002] et propose une analyse du comportement lors d'un essai de fluage à l'aide d'un modèle spectral ainsi qu'une étude complète de l'anisotropie en se basant sur un modèle orthotrope. L'auteur définit pour son exploitation une largeur équivalente de traction. Il montre que le comportement de 70 % des essais est modélisé avec succès par cette approche. Celle-ci nécessite au moins quatre essais à 45° , avec une hypothèse sur la valeur du coefficient de Poisson. Les modules trouvés sont $E_1=0.884$ MPa, $E_2=0.183$ MPa, $G_{12}=0.299$ MPa, l'angle d'orientation de E_1 par rapport à l'axe de l'avant bras trouvé est de -6.16° et le coefficient de Poisson pris est de 0.3.

Un problème majeur de l'essai d'extension est l'influence de la zone autour des patins. [Jacquet2008] propose un essai d'extension-compression utilisant des patins suiveurs (30×10 mm²) situés derrière les patins de mesure (8×8 mm²) à une distance de 5 mm et permettant d'éliminer l'influence du tissu autour de la zone de mesure. L'auteur développe ainsi une méthode pour la mesure de la tension naturelle de la peau. Validée sur matériaux inertes, cette mesure semble difficile *in vivo*. Seule une position de l'avant bras conduit à des résultats corrects. Cette étude a l'avantage de démontrer une nouvelle fois l'importance de la position du corps lors de mesure sur la peau, et donc l'influence de sa tension naturelle.

Le concept de combiner mesures optique et mécanique est repris par [Jacquemoud2007] qui développe dans sa thèse un test *in vitro* dynamique combinant mesure d'effort et mesure optique de champs de déformations. Son travail montre l'avantage de combiner les deux techniques pour la mesure des propriétés d'un tissu aussi complexe que la peau.

[Delalleau2007] propose quant à lui la même approche que celle développée en succion pour l'identification par approche inverse des propriétés mécaniques de la peau. Ses résultats montrent que l'influence de l'hypoderme lors de cet essai est très faible.

Enfin, le dernier outil développé à notre connaissance pour cet essai est celui de [Lim2008]. Dans le même esprit que [Jacquet2008], un patin en "C" situé autour du patin mobile permet de supprimer l'influence des tissus autour de la zone sollicitée. L'auteur met en avant le fait que l'effort normal appliqué par les patins dû au poids de l'appareil (2.45 N) peut avoir une influence sur les mesures et que ce paramètre doit donc être maîtrisé.

A noter que l'essai de traction est parfois effectué pendant le processus de développement des cellules *in vitro* afin d'étudier l'influence d'une sollicitation mécanique sur celui-ci [Asserin1996].

En résumé, cette étude bibliographique montre que de nombreux dispositifs ont été conçus pour l'étude des propriétés mécaniques de la peau en extension. Cet essai a l'avantage d'être directionnel et donc de permettre une étude approfondie de l'anisotropie du tissu. Situé dans le plan de la peau, il sollicite de plus faiblement les structures sous jacentes. Les études menées montrent clairement que la zone autour des patins influe de manière non négligeable les mesures. La disposition de patins suiveurs est une solution envisageable pour minimiser cet effet. Un inconvénient rarement évoqué est que cette méthode nécessite une surface relativement plane délimitée par l'encombrement des deux patins et de la zone de mesure (au minimum 10 mm² par patin et 10 mm² pour la zone de mesure, soit une surface de 10×30 mm²). Il est donc assez difficile d'effectuer des essais sur des zones de fortes courbures.

1.5 Synthèse et objectifs

1.5.1 Synthèse sur le tissu cutané

La 1^{ère} partie de ce chapitre consacrée à la description du tissu cutané a montré la grande complexité de la peau. Cette complexité est nécessaire pour assurer les multiples fonctions vitales revenant à cet organe.

La 2^{ème} partie de ce chapitre a permis de comprendre d'un point de vue mécanique le comportement de la peau. Les différentes techniques de caractérisation ont été étudiées afin d'avoir une base suffisante de connaissances pour orienter les travaux et répondre aux objectifs de cette thèse. On observe globalement une grande disparité des modules mesurés suivant les différentes techniques avec un facteur supérieur à 1000 entre la plus faible et la plus grande. On note que l'on peut diviser ces techniques de deux manières différentes : soit comme cela a été fait dans ce manuscrit, c'est-à-dire suivant leur axe de sollicitation (normal ou tangentiel), soit suivant le fait qu'elles mesurent les propriétés intrinsèques de la peau (utilisation d'un anneau de garde) ou les propriétés globales de son état sur le corps (sans anneau). Les résultats entre ces deux types de techniques sont différents mais complémentaires.

1.5.2 Objectifs

L'objectif principal de cette thèse est d'instrumenter les gestes du clinicien ; il est donc tout d'abord nécessaire de comprendre ceux-ci avant d'essayer de les imiter. Une présentation de ces principaux gestes est donc faite ci-dessous. En plus de cette instrumentation, la modélisation du comportement mécanique de la peau sera également un objectif visé afin d'améliorer la compréhension de son vieillissement.

1.5.3 Gestes dermatologiques

Pour évaluer l'état du tissu cutané et des structures sous jacentes, le dermatologue effectue différents gestes, permettant chacun d'apprécier des propriétés différentes. On peut distinguer les gestes de (cf. figure 1.17) :

- *a) Palpation douce.* Ce geste s'effectue du bout des doigts, avec un mouvement tangentiel à la peau. Aucun effort n'est fourni, seule la pulpe effleure la peau. Ce geste permet d'évaluer l'état de surface de la peau ainsi que sa douceur, sa rugosité, sa régularité/homogénéité, sa sécheresse et sa température. A noter que la sonde tribo-acoustique développée au LTDS [Flament2005] permet de se rapprocher de ce type d'évaluation.
- *b) Palpation appuyée.* La position décrite ci-dessus est reprise, mais avec un mouvement vertical et/ou tangentiel. Les doigts fournissent un effort léger à moyen, les structures mises en jeu sont le système dermo-épidermique, l'hypoderme et les plans profonds. Ce geste permet d'évaluer le glissement sur les facias ainsi que la fermeté, la raideur et l'état musculaire des tissus.
- *c) Palpation profonde.* Ce geste est le même que la palpation appuyée mais avec un effort plus important. Il est donc plus adapté à une évaluation globale de la peau et des tissus sous jacentes que pour l'étude des propriétés de la peau seule. L'effort appliqué par les doigts est important, le pouce peut servir pour améliorer la préhension. Ce geste est notamment utilisé dans la recherche de masses hétérogènes et l'étude de l'état d'adhésion des éléments sous cutanés entre eux.

- *d) Etirement.* Le mouvement se décompose en deux temps. La 1^{ère} étape consiste à tenir la peau entre le pouce et l'index et à la soulever. On évalue ainsi l'épaisseur de la peau et son adhérence au plan profond. La 2^{ème} étape consiste à relacher la peau et à observer son retour. La position finale permet notamment l'évaluation de l'élasticité de la peau et son état d'hydratation local et général.
- *e) Plissement.* Ce geste s'effectue dans une direction parallèle au plan cutané. Le pouce et l'index, à partir d'un écartement initial, se rapprochent afin de comprimer la zone située entre eux. On évalue le plissement obtenu d'un point de vue nombre et épaisseur des plis. La densité de la peau est également appréciée. Les informations proviennent essentiellement du complexe dermo-épidermique. Etant directionnel, ce geste permet également de mettre en évidence l'anisotropie de la peau.
- *f) Extension.* Ce geste est le complémentaire du geste de plissement. Le pouce et l'index vont s'éloigner, on évalue la tension de la peau et ses limites en extensibilité et distensibilité. L'anisotropie de la peau peut également être mise en évidence.

A noter que le geste de torsion, douloureux, ne semble pas être utilisé dans le cadre de l'évaluation du tissu cutané.

De la même manière que les différents essais mécaniques développés, on voit que les gestes cliniques s'orientent suivant un axe de sollicitation soit normal (a,b,c et d) soit tangentiel (e et f). Chaque axe, ainsi que la force avec laquelle le geste est effectué, va permettre de mettre en évidence différentes propriétés.

1.5.4 Axes de recherche

Etant donné la bibliographie étudiée sur les différentes méthodes de caractérisation de la peau et les gestes effectués par le clinicien, il semble intéressant de développer deux axes de recherche afin de répondre aux objectifs de la thèse, l'un suivant un axe de sollicitation normal correspondant au geste de palpation appuyée, l'autre suivant un axe de sollicitation tangentiel correspondant aux gestes d'extension-compression. Le développement de ces axes se fera dans le cadre d'essais *in vivo* avec pour but d'accéder à toutes les parties du corps.

Pour le 1^{er} axe, l'analogie entre le geste de palpation appuyée et l'essai d'indentation est évidente. Le LTDS disposant déjà d'un dispositif d'indentation classique, le travail s'est orienté sur deux types d'essais :

- *Un essai d'indentation dynamique.* La faisabilité d'un tel essai a été montrée par [Pailler2004]. Une seule autre étude, utilisant un indenteur de diamètre important (supérieur à 5 mm de diamètre) et sans données statistiques sur le vieillissement a été trouvée [Oka1983]. Cet essai a l'avantage par rapport à l'indentation classique d'accéder directement aux propriétés mécaniques du contact entre la peau et l'indenteur et de se situer dans le domaine fréquentiel (nous verrons que ce dernier point permet notamment de minimiser l'influence des mouvements parasites).
- *Un essai d'indentation sans contact.* Inspiré des techniques utilisées en ophtalmologie, cet essai aura pour principe de souffler un jet d'air sur la peau et de mesurer la déformation engendrée. L'avantage de cet essai est de pouvoir accéder à toutes les zones du corps même présentant de forts rayons de courbure, et de permettre une réelle observation du retour libre de la peau sans aucune influence extérieure.

La principale contrainte à respecter pour cet axe de recherche sera de rester dans de faibles enfoncements afin de minimiser l'influence des tissus sous jacents.

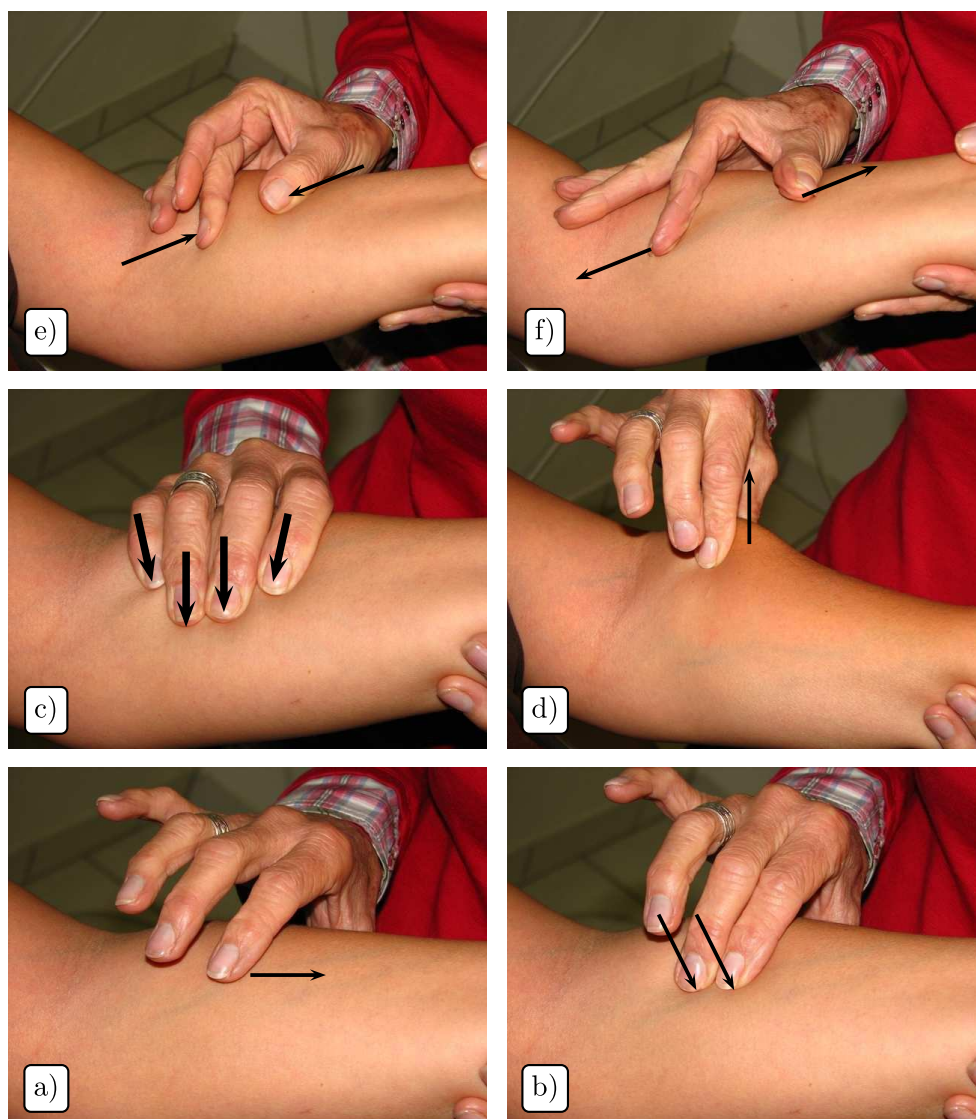


FIG. 1.17 – Gestes dermatologiques d'évaluation du tissu cutané. a) Palpation douce. b) Palpation appuyée. c) Palpation profonde. d) Etirement. e) Compression. f) Extension.

Quant au 2^{ème} axe de recherche, il paraît également évident que l'essai d'extensométrie avec possibilité de compression est le plus à même de répondre à l'instrumentalisation des gestes cliniques d'extension-compression. Afin d'améliorer les connaissances vis-à-vis des travaux déjà effectués, il nous est paru indispensable de coupler mesures mécanique et optique de la zone sollicitée. Les différentes remarques des auteurs ayant déjà étudié cet essai seront également prises en compte pour le développement du dispositif, comme l'importance de maîtriser l'effort normal appliqué par les patins.

Chapitre 2

Mesure dans le plan normal au tissu cutané

2.1 Indentation dynamique

2.1.1 Introduction

L'essai d'indentation dynamique est un des nombreux essais appartenant à la famille des *Analyses Mécaniques Dynamiques* ou *Dynamic Mechanical Analysis* (DMA). Le principe est de soumettre le matériau ou la structure que l'on souhaite caractériser à une force oscillatoire (en général sinusoïdale) et d'analyser la réponse qui en résulte. D'après [Menard1997], Poynting a été le premier en 1909 à effectuer une telle approche. De nos jours, de nombreux rhéomètres capables d'effectuer des DMA sont commercialisés. Cette analyse est très utile : elle permet soit d'étudier les propriétés d'un matériau sur une plage de fréquences donnée, soit, en fixant la fréquence, d'étudier ses propriétés en fonction d'un autre paramètre, comme par exemple la température. Les propriétés du matériau étant mesurées à chaque oscillation, cette approche rend ainsi possible un scan des propriétés mécaniques sur des plages de fréquences importantes en des temps acceptables.

En DMA, le module mesuré noté E_{DMA}^* [Pa] est complexe et composé d'une partie réelle E' [Pa] correspondant à la partie élastique du comportement (ou module de stockage) et d'une partie imaginaire E'' [Pa] correspondant à la partie visqueuse (ou module de perte). On peut ainsi observer la capacité du matériau à restituer (E') ou perdre (E'') de l'énergie. Une représentation géométrique de ces trois modules est faite figure 2.1. Le ratio du module de perte sur le module de stockage noté $\tan \delta$ est appelé facteur d'amortissement ou facteur de perte. Une viscosité complexe notée η^* [Pa/rad] est également définie.

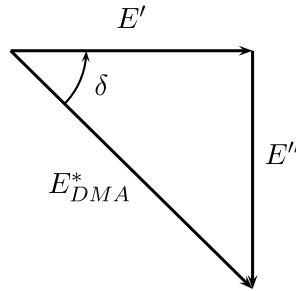


FIG. 2.1 – Représentation géométrique des modules en DMA.

Les relations entre ces différentes grandeurs sont données par les équations suivantes :

$$E_{DMA}^* = E' + iE'' \quad (2.1)$$

$$\tan \delta = E''/E' \quad (2.2)$$

$$\eta^* = E_{DMA}^*/\omega \quad (2.3)$$

avec ω [rad] la pulsation de sollicitation. De nombreux auteurs ont utilisé l'essai d'indentation dynamique sur matériau inerte [Vriend2004], [Yin2004]. Très peu d'applications sur la peau humaine *in vivo* ont cependant été réalisées. [Oka1983] développe un dispositif utilisant une tête d'impédance et un pot vibrant afin d'étudier l'impédance mécanique de la peau. L'indenteur utilisé est cylindrique avec un diamètre allant de 5 à 20 mm. La plage de fréquences utilisée ainsi que l'amplitude du déplacement pour les mesures *in vivo* ne sont pas précisées, et seuls deux

sujets (âges non précisés) sont étudiés. L’auteur utilise un modèle masse-raideur-amortisseur pour déterminer les caractéristiques du tissu et trouve une raideur allant de 290 à 1935 N/m, un amortissement de 0.3 à 7.98 N.s/m et une masse de 0.25 à 3.62 g suivant le diamètre de l’indenteur utilisé.

[Pailler2004] effectue dans sa thèse un essai d’indentation dynamique avec un dispositif similaire à celui de [Oka1983]. La fréquence d’oscillation utilisée est de 40 Hz pour une amplitude de 30 μm . L’auteur utilise un modèle raideur-amortisseur en parallèle pour modéliser la réponse du matériau. Une raideur de contact allant de 35 N/m pour un enfoncement de 200 μm à 91 N/m pour un enfoncement de 1200 μm est trouvée traduisant l’influence des structures sous jacentes sur la mesure. Cet auteur montre également que le comportement pour les grands enfoncements devient non linéaire et qu’une peau âgée présente un déphasage entre le signal force et le signal déplacement plus important qu’une peau jeune, traduisant un comportement plus visqueux. On note que l’ordre de grandeur de la raideur est différent de celui trouvé par [Oka1983]. Ce point peut être expliqué par le fait que les dimensions de l’indenteur et l’enfoncement de ce dernier sont différents entre les deux études.

[Boyer2006] reprend le dispositif de [Pailler2004] en développant un pot vibrant spécial permettant d’obtenir des amplitudes d’oscillation très faibles, de l’ordre de 1 à 10 μm sur une gamme de fréquences allant de 10 à 100 Hz. La validation complète de ce dispositif est faite et des essais sur quatre sujets jeunes *in vivo* montrent des résultats similaires en ordre de grandeur à ceux de [Pailler2004].

Ces quelques travaux montrent que l’essai d’indentation dynamique est tout à fait réalisable sur la peau humaine *in vivo*. Les résultats peuvent être obtenus sur une large gamme de fréquences et donc de vitesses de sollicitation, pouvant ainsi apporter des connaissances nouvelles sur le comportement du tissu cutané. Nous verrons également que les paramètres visco élastiques du contact sont directement mesurés. Il paraît important de générer une amplitude de sollicitation combinée à un enfoncement aussi faibles que possible afin de minimiser l’influence des structures sous jacentes. Le dispositif et les méthodes développés dans le cadre de cette thèse sont décrits ci-dessous, l’objectif étant de développer un dispositif sur les bases de l’appareil de [Boyer2006] adapté à un essai de routine et permettant l’accès à la majorité des zones corporelles.

2.1.2 Dispositif et méthodes

2.1.2.1 Dispositif

Le dispositif utilisé est constitué pour la partie mesure d’une tête d’impédance (type 8001, Brüel & Kjaer) composée d’un corps très rigide en titane contenant un accéléromètre et un capteur de force (cf. figure 2.2). Ces deux capteurs sont de type piézoélectrique et ne vont donc enregistrer que la partie dynamique des signaux. Ils sont disposés de manière coaxiale afin de minimiser le déphasage parasite (inférieur à 1° pour une fréquence de 10 kHz). La double intégration du signal accélération permet d’obtenir le déplacement de l’indenteur (nous verrons plus loin que cette intégration n’est pas indispensable pour l’interprétation). La fixation de l’indenteur est réalisée par l’intermédiaire d’une platine collée sur le capteur de force.

Pour la partie générant l’oscillation, le pot vibrant développé par [Boyer2006] a été remplacé avantageusement par une platine piézoélectrique (PX 400, Piezosystem Jena). Celle-ci est plus précise, moins sensible aux variations de température et d’humidité, dispose d’un capteur de

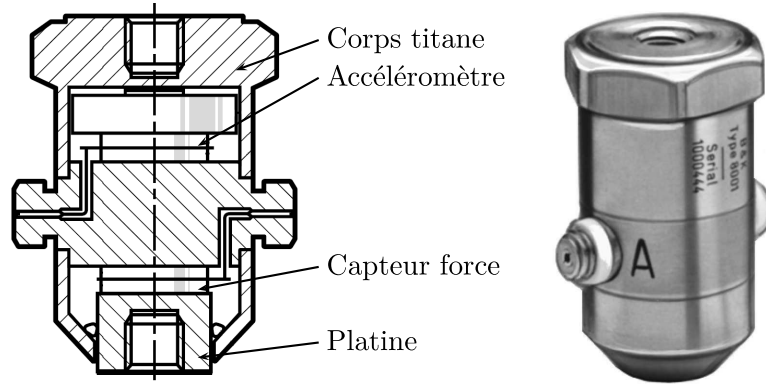


FIG. 2.2 – Tête d'impédance. D'après [BK1997].

déplacement intégré permettant un retour pour la vérification de l'amplitude de l'oscillation et sa partie commande est simplifiée.

L'indenteur utilisé est en aluminium de forme cylindrique avec un diamètre de 4 mm, dimension assez faible pour effectuer des mesures sur la majorité des zones du corps tout en gardant une amplitude des signaux mesurés correcte. L'utilisation de l'aluminium permet de minimiser la masse en mouvement afin de limiter l'influence du terme d'inertie dans le calcul de la raideur (cf. section 2.1.2.5, équation 2.14) tout en gardant l'hypothèse d'un indenteur infiniment rigide par rapport à la peau. La forme cylindrique permet d'avoir un rayon de contact constant quelque soit l'enfoncement minimisant ainsi les effets d'adhésion sur les bords dus au film lipidique. Dans le cas par exemple d'un indenteur sphérique, une correction de l'aire de contact doit être faite [Pailler2004]. A noter que les profils de pressions en fonction de la distance r [m] par rapport à l'axe de l'indenteur obtenus pour un indenteur cylindrique et un indenteur sphérique sont clairement différents (cf. figure 2.3) [Johnson1987]. On observe une singularité du profil de pressions sur le bord pour l'indenteur cylindrique.

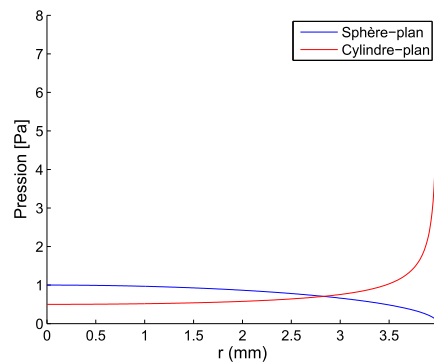


FIG. 2.3 – Profils de pressions en fonction de la distance r par rapport à l'axe de l'indenteur pour une même force et un même rayon de contact pour un indenteur sphérique et un indenteur cylindrique sur un plan.

Le positionnement du dispositif est une partie importante du système. Il est indispensable de pouvoir se placer au mieux sur la zone de mesure. Cette mise en place est assurée par :

- Une platine micrométrique de translation (M-125, Physik Intrumente). Combinée à un mi-

cromètre digital (ID-C, Mitutoyo), elle permet la maîtrise de l'enfoncement de l'indenteur. On obtient grâce à cette association une résolution de $1\ \mu m$.

- *Un plateau tournant (M-UTR80, Newport)*. Il permet le réglage de la perpendicularité de l'indenteur sur la zone de mesure. Une molette de réglage micrométrique permet une résolution angulaire de 0.02° .
- *Une caméra (WC, Hercules)*. Positionnée en retrait avec l'axe optique sur le même plan que la face d'appui de l'indenteur, elle facilite la mise en place en permettant une visualisation du contact sur un écran déporté.

Une mesure dynamique effectuée par un tel dispositif nécessite un bâti avec une rigidité correcte. Celui-ci est composé d'un bras réglable monté sur une colonne mobile à socle massif en granit. L'ensemble du dispositif est représenté figure 2.4.

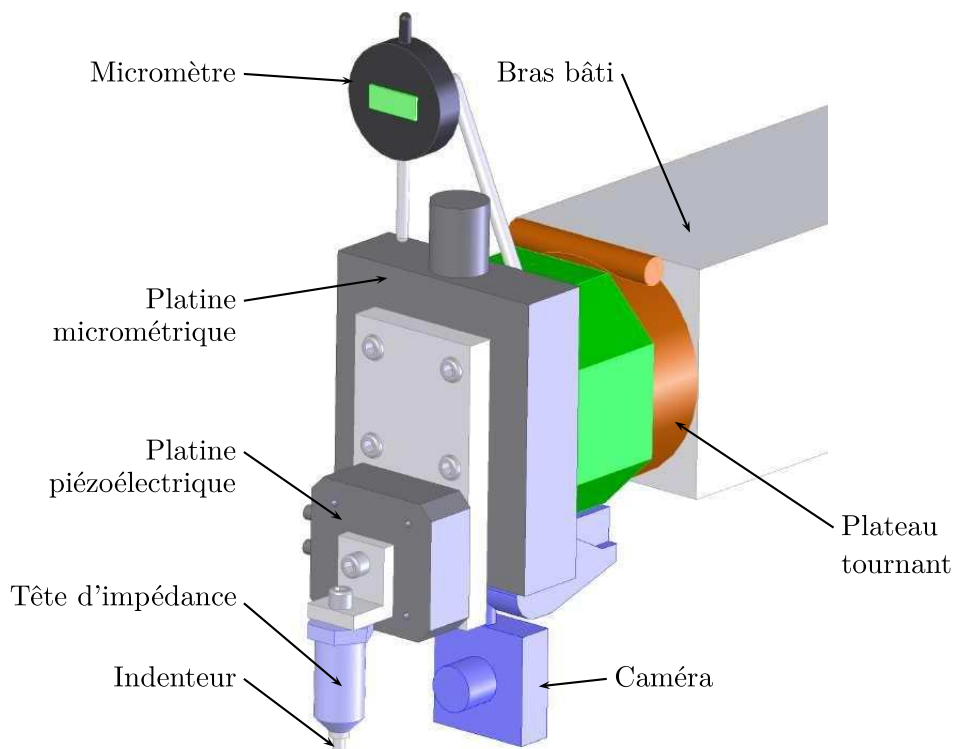


FIG. 2.4 – Dispositif d'indentation dynamique développé.

2.1.2.2 Acquisition et traitement du signal

Les charges électriques générées par les capteurs piézoélectriques sont traitées par des conditionneurs (type 9001, Brüel & Kjaer) qui permettent, une fois leurs gain et sensibilité réglés, de transformer les charges en une tension proportionnelle au signal physique mesuré (soit une force, soit une accélération). L'acquisition de ces tensions est ensuite réalisée par une carte analogique/numérique 16 bits (6221M, National Instruments). Cette carte gère également la tension de commande sinusoïdale amplifiée par une électronique de puissance nécessaire au pilotage de la platine piézoélectrique.

Un programme développé sous l'environnement Labview® gère l'ensemble du dispositif et automatise le traitement des signaux ainsi que le calcul de la raideur et de l'amortissement du

contact (cf. section 2.1.2.5). La mesure des valeurs crêtes et du déphasage entre les signaux force et accélération se fait en exprimant les signaux temporels dans l'espace fréquentiel en utilisant la transformée de Fourier (en pratique on réalise une Transformée de Fourier Rapide ou FFT). Cette méthode permet de décomposer le signal mesuré en une somme de signaux sinusoïdaux. En sélectionnant le signal de même fréquence que l'oscillation générée, on peut ainsi remonter à l'amplitude et à la phase des signaux correspondant uniquement à la sollicitation créée et non à des signaux parasites comme le battement du coeur ou la respiration. Le respect du critère de Shannon et des contraintes de l'algorithme de Cooley-Tuckey utilisés pour la FFT sont gérés automatiquement par le sous programme de Labview® dédié à la mesure fréquentielle. La résolution fréquentielle Δ_F [Hz] obtenue après le calcul de la FFT est donnée par la relation :

$$\Delta_F = F_s/N \quad (2.4)$$

avec F_s [Hz] la fréquence d'échantillonnage et N le nombre de points utilisés pour le calcul. Les paramètres d'acquisition utilisés ($F_s=40$ kHz, $N=40\,000$) permettent d'avoir une résolution fréquentielle de 1 Hz.

2.1.2.3 Type d'essai

L'appareil développé permet d'effectuer un scan de fréquences allant de 10 à 100 Hz pour une amplitude d'oscillation allant de 1 à 10 μm . Au-delà de ces valeurs, le système devient instable, notamment à cause du fait que l'on se rapproche de la fréquence de résonance de la platine (donnée à vide par le constructeur à 200 Hz). Toutefois, la plage allant de 70 à 100 Hz est parfois perturbée au niveau du déphasage à vide. La cause de ce phénomène semble être due aux câbles de la tête d'impédance, le phénomène s'étant atténué suite au remplacement des câbles d'origine par des modèles plus souples. Nous choisissons donc de ne travailler que sur une plage allant de 10 à 60 Hz afin d'être certain de la qualité des mesures.

2.1.2.4 Détection du contact

La détection du contact est une étape importante de la mesure. Elle permet la détermination de l'altitude zéro à partir de laquelle l'enfoncement de l'indenteur dans le matériau va être réglé. Une détection visuelle à l'œil nu ou à l'aide de la caméra s'est avérée très délicate à faire, avec une reproductibilité médiocre et une dépendance à l'utilisateur importante. Une méthode automatique basée sur la mesure du déphasage a donc été développée. Cette méthode fonctionne sur le principe suivant : une oscillation basse fréquence (10 Hz) de faible amplitude (1 μm) de l'indenteur est générée à vide. Sans contact, le déphasage entre les signaux force et accélération est égal à 180°. Dès qu'un contact apparaît, le déphasage s'éloigne rapidement de cette valeur et cette différence est automatiquement détectée par le programme, indiquant la position zéro de la surface affichée par le micromètre digital. La précision et la reproductibilité de cette méthode approche l'ordre du μm . A noter que cette technique n'est valable que sur des matériaux possédant un certain amortissement comme la peau.

2.1.2.5 Mesure de la raideur et de l'amortissement

Avant de décrire le modèle utilisé pour la mesure de la raideur et de l'amortissement de la peau, un rapide rappel des éléments utilisés pour la construction de modèles rhéologiques est

présenté.

2.1.2.5.1 Masse On appelle masse un corps rigide dont l'accélération est, selon la 2^{ème} loi de Newton, proportionnelle à la résultante de toutes les forces agissant sur celui-ci. L'unité de la masse dans le Système International (SI) est le kilogramme [kg]. La masse est schématiquement représentée par un carré ou un rectangle et est notée m .

2.1.2.5.2 Raideur Dans le cas d'un mouvement linéaire (ce qui sera notre cas), on appelle raideur d'un corps le rapport de la variation de force sur l'allongement produit par cette variation. Dans le système SI, la raideur notée K s'exprime en Newtons par mètre [N/m]. Sa représentation schématique est un ressort.

2.1.2.5.3 Amortissement Dans tout système réel, une partie de l'énergie fournie est dissipée. Cette dissipation crée une force d'amortissement. Dans le cas d'un système linéaire, l'amortissement est proportionnel à la vitesse. Sa représentation schématique est un amortisseur, on le note C et il est exprimé dans le système SI. en Newtons.seconde par mètre [N.s/m].

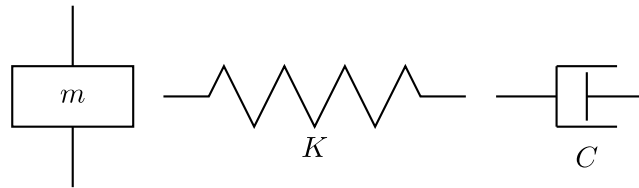


FIG. 2.5 – Représentations schématiques d'une masse, d'une raideur et d'un amortissement.

Tous ces éléments, représentés figure 2.5, permettent lorsqu'ils sont associés ensemble de représenter le comportement de nombreux matériaux. On peut citer les deux modèles les plus couramment utilisés : le modèle de Maxwell constitué d'un amortisseur et d'un ressort en série, et le modèle de Kelvin-Voigt constitué d'un amortisseur et d'un ressort en parallèle.

Dans le cas de l'indentation dynamique, nous allons avoir un indenteur de masse m en contact avec la peau présentant un comportement visco élastique. Le contact est modélisé par une raideur et un amortissement en parallèle dont on ne sait pas a priori si leurs caractéristiques mécaniques vont dépendre ou non de la vitesse de sollicitation. On se trouve alors avec un modèle représenté par la figure 2.6 avec $K(\omega)$ et $C(\omega)$ la raideur et l'amortissement dépendant tous deux de la pulsation de sollicitation (définie équation 2.6). La force $F(t)$ [N] mesurée par le capteur d'effort est sinusoïdale et définie par :

$$F(t) = f_0 \cdot \sin(\omega \cdot t) \quad (2.5)$$

$$\omega = 2 \cdot \pi \cdot f \quad (2.6)$$

avec f_0 [N] l'amplitude de la force et ω [rad] sa pulsation reliée à f [Hz] la fréquence de sollicitation. En appliquant le principe fondamental de la dynamique au système masse-ressort-amortisseur représenté figure 2.6, on obtient l'équation suivante :

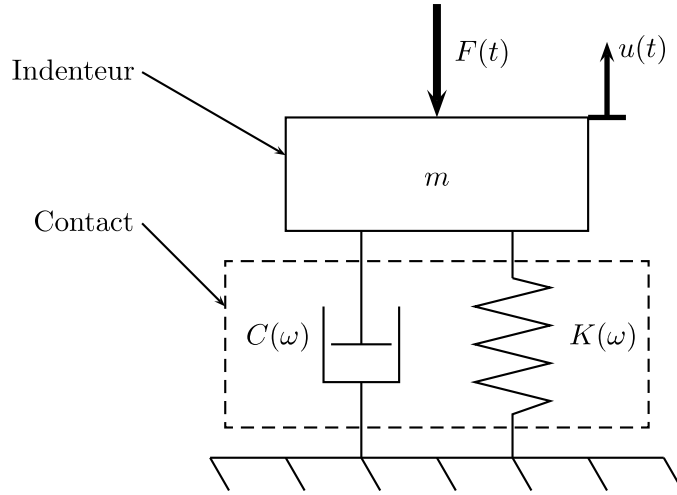


FIG. 2.6 – Représentation du contact indenteur-peau.

$$m.\ddot{u}(t) + C(\omega).\dot{u}(t) + K(\omega).u(t) = f_0.\sin(\omega.t) \quad (2.7)$$

$u(t)$ [m] étant le déplacement de l'indenteur, ses dérivées 1^{ère} et 2^{nde} étant respectivement $\dot{u}(t)$ [m/s] sa vitesse et $\ddot{u}(t)$ [m/s²] son accélération. On définit la pulsation propre du système ω_0 [rad] par :

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{K(\omega)}{m}} \quad (2.8)$$

En dessous de cette pulsation, le déphasage sera compris entre 0° et 90°, en dessus entre 90° et 180°. A noter que pour un matériau purement élastique, le déphasage passe théoriquement de 0° en dessous de ω_0 à 180° en dessus sans phénomène de transition. La solution $u(t)$ de l'équation 2.7 est la somme de la solution homogène $u_h(t)$ [m] (sans second membre) et d'une solution particulière $u_p(t)$ [m] (avec second membre). Etant donné que nous travaillons en régime permanent, on ne s'intéresse ici qu'à la solution particulière. En posant :

$$\zeta = \frac{C(\omega)}{2.m.\omega_0} \quad (2.9)$$

$$\beta = \frac{\omega}{\omega_0} \quad (2.10)$$

ζ [N.s/(m².rad)] étant défini comme le facteur d'amortissement et β (sans unité) étant le rapport pulsation de sollicitation/pulsation propre, on peut montrer que la solution $u_p(t)$ est, comme la sollicitation, de forme sinusoïdale mais déphasée d'une valeur ϕ [rad] par rapport à la force soit [Thomson1997] :

$$u_p(t) = u_p.\cos(\omega.t - \phi) \quad (2.11)$$

avec :

$$u_p = \frac{f_0}{K(\omega)} \cdot \sqrt{\frac{(1 - \beta^2)^2 + (2 \cdot \zeta \cdot \beta)^2}{[(2 \cdot \zeta \cdot \beta)^2 + (1 - \beta^2)^2]^2}} \quad (2.12)$$

$$\varphi = \arctg\left(\frac{(1 - \beta^2)}{2 \cdot \zeta \cdot \beta}\right) \quad (2.13)$$

u_p [m] étant l'amplitude du déplacement. A partir de cette solution, on peut également montrer que la raideur du contact $K(\omega)$ et son amortissement $C(\omega)$ s'expriment [Odegard2005] :

$$K(\omega) = \left| \frac{f_0}{u_p} \right| \cdot \cos(\varphi) + m \cdot \omega^2 \quad (2.14)$$

$$C(\omega) = \left| \frac{f_0}{u_p} \right| \cdot \frac{\sin(\varphi)}{\omega} \quad (2.15)$$

Ces deux dernières relations sont importantes car elles montrent que la mesure simultanée de l'amplitude des signaux force et déplacement et de leur déphasage permet d'accéder directement aux propriétés visco élastiques du contact. On voit qu'il existe un terme d'inertie provenant de la masse de l'indenteur multipliée par la pulsation au carré ($m\omega^2$). Il convient de minimiser ce terme (masse la plus faible possible) afin d'obtenir un signal force provenant majoritairement du contact et non de l'indenteur lui-même. Dans la pratique on suppose que l'accélération de l'indenteur $\ddot{u}(t)$ est de la forme :

$$\ddot{u}(t) = a_0 \cdot \cos(\omega \cdot t - \varphi) \quad (2.16)$$

avec a_0 [m/s²] l'amplitude de l'accélération et φ [rad] son déphasage par rapport à la force. L'accès au déplacement se fait par deux intégrations successives soit :

$$u(t) = \frac{a_0}{\omega^2} \cdot \cos(\omega \cdot t - \phi) \quad (2.17)$$

on a donc :

$$\frac{a_0}{\omega^2} = u_p \quad (2.18)$$

$$\varphi = \phi \quad (2.19)$$

On peut donc effectuer les mesures d'amplitude et de déphasage sur le signal accélération en prenant en compte la pulsation de sollicitation dans le calcul des caractéristiques du contact. Un exemple des signaux théoriques mesurés est représenté figure 2.7. On voit que pour un système linéaire le déphasage entre la force et le déplacement se traduit sur le graphique de Lissajous (déplacement en fonction de la force) par une ellipse.

2.1.2.6 Interprétation physique de l'essai

Le raisonnement mené ci-dessus permet de remonter à la raideur $K(\omega)$ et à l'amortissement $C(\omega)$ du contact. Dans le cas d'un indenteur axisymétrique de rayon a [m] et d'un massif

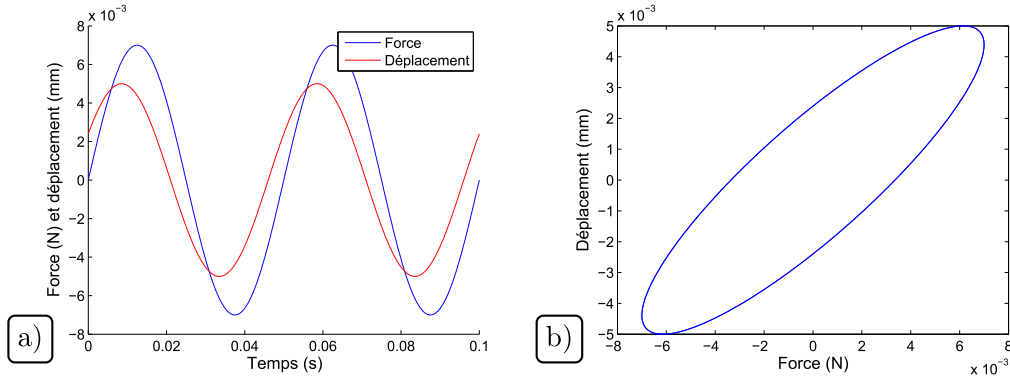


FIG. 2.7 – Exemple de signaux force et déplacement pour un système linéaire. a) Signaux en fonction du temps. b) Graphique de Lissajous : déplacement en fonction de la force.

visco élastique semi infini, on peut montrer que ces paramètres sont reliés aux modules réel et imaginaire par [Johnson1987] :

$$E' = \frac{K(\omega)}{2a} \quad (2.20)$$

$$E'' = \frac{C(\omega) \cdot \omega}{2a} \quad (2.21)$$

La norme du module complexe est quant à elle donnée par :

$$|E_{DMA}^*| = \sqrt{E'^2 + E''^2} \quad (2.22)$$

2.1.2.7 Validation

La validation du dispositif a permis de :

- S’assurer qu’aucun déphasage parasite n’est présent dans le système.
- S’assurer de l’exactitude des valeurs des gains des capteurs. Celles-ci peuvent en effet varier suivant les câbles ou les électroniques utilisés.
- S’assurer de la reproductibilité du dispositif et de la pureté de l’oscillation mécanique générée sur la gamme de fréquence.

Un 1^{er} essai à vide, c’est-à-dire uniquement avec une inertie représentée par la masse de l’indenteur, a permis d’observer qu’aucun déphasage parasite entre les signaux force et accélération n’est présent dans le dispositif (cf. figure 2.8), la valeur théorique parfaite étant 180°.

Un essai sur des ressorts hélicoïdaux de raideurs connues pouvant être considérés comme des matériaux purement élastiques a également montré que les gains des capteurs étaient corrects. Les résultats de cet essai sont tableau 2.1.

La reproductibilité de la mesure a également été vérifiée en effectuant des essais à différents temps et avec différents utilisateurs sur ces ressorts. Un écart inférieur à 2 % sur la mesure de la raideur est obtenu.

La pureté de l’oscillation est un problème qui s’est posé lors de l’utilisation du système avec le pot vibrant (cf. figure 2.9). Ce phénomène provenant des membranes du pot, il n’est plus observé avec la table de translation piézoélectrique.

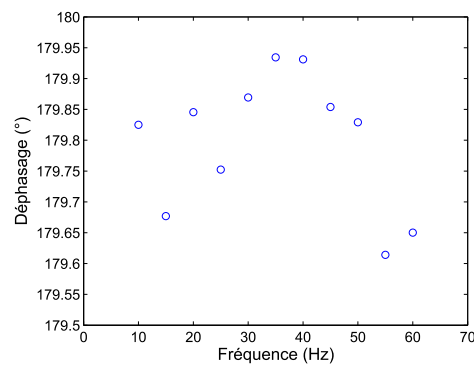


FIG. 2.8 – Déphasage à vide mesuré.

K théorique [N/m]	K mesurée [N/m]	C mesuré [N.s/m]
80	79 ± 0.3	<0.01
100	99.6 ± 0.3	<0.01

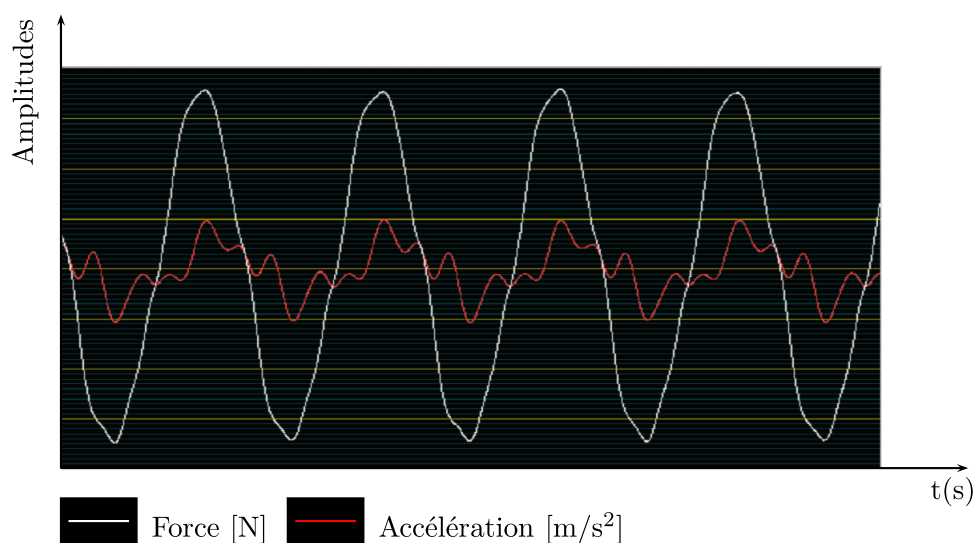
TAB. 2.1 – Raideur K et amortissement C mesurés sur ressorts hélicoïdaux. Moyennes sur un scan de fréquence de 10 à 60 Hz.

FIG. 2.9 – Illustration des phénomènes de non linéarité supprimés par l'utilisation de la table piézo-électrique.

2.1.3 Traitement statistique des résultats

Avant de présenter les résultats obtenus, une brève description de l'outil utilisé pour l'analyse statistique est faite. Cette analyse est basée sur le principe ANOVA (*ANalysis Of VAriance*). On utilise pour son application les fonctions de la *Statistics Toolbox* de Matlab® [Matworks2009]. Dans le cas d'une distribution normale avec des échantillons prélevés aléatoirement et indépendamment dans les populations et des variances de populations égales, on teste avec le principe ANOVA les hypothèses suivantes :

- H_0 : toutes les moyennes sont identiques.
- H_1 : au moins une des moyennes est différente des autres.

Un paramètre p obtenu par cette analyse renseigne sur le niveau de confiance de l'hypothèse H_1 ; plus il est faible, plus le niveau de confiance est élevé. Une valeur de p inférieure à 0.05 est considérée comme statistiquement significative. Cette analyse est effectuée dans deux cas différents :

- *Comparaison de groupes*. Dans ce cas, le calcul est effectué entre les différents groupes. La représentation des résultats est faite sous forme de *Box Plot* tel que représenté figure 2.10. Cette représentation définit la médiane, la distribution de l'intervalle de confiance autour de cette médiane, la valeur maximale et minimale ainsi que les valeurs aberrantes.
- *Comparaison d'un ensemble de valeurs en fonction d'un paramètre*. Dans ce cas, une analyse par régression linéaire utilisant le principe ANOVA est faite. En plus du paramètre p , on précise le coefficient de corrélation r compris entre 0 et 1. Plus celui-ci est grand, plus la relation linéaire entre les paramètres est forte.

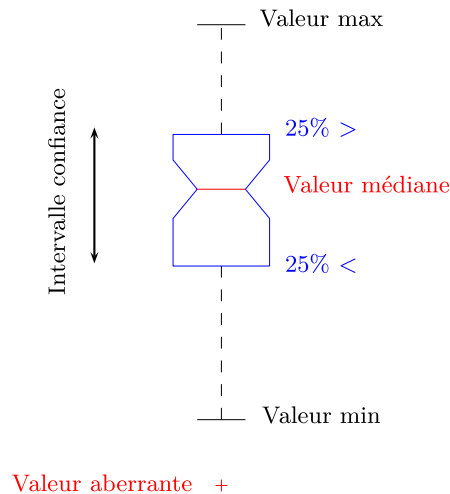


FIG. 2.10 – Représentation *Box Plot* des résultats.

2.1.4 Résultats

2.1.4.1 Comportement de la peau

Les premiers essais *in vivo* réalisés ont montré que lors d'un essai d'indentation dynamique sur les plages de fréquences et d'amplitudes utilisées, le comportement de la peau est linéaire (le tracé de la force en fonction du déplacement donne une ellipse comme représenté figure 2.7) ce qui valide l'application de la théorie développée ci-dessus et est cohérent vis-à-vis des résultats obtenus par [Pailler2004]. On observe également que la raideur et l'amortissement sont constants. Un modèle de Kelvin Voigt composé d'un ressort et d'un amortisseur en parallèle dont les caractéristiques ne dépendent pas de la fréquence de sollicitation semble donc pouvoir modéliser le comportement de la peau. On prend pour valeurs dans ce modèle les moyennes de chaque paramètre sur le scan de fréquence. Un exemple de résultats obtenus sur la zone de

l'avant bras avec une amplitude de sollicitation de $3 \mu m$ est représenté figure 2.11.

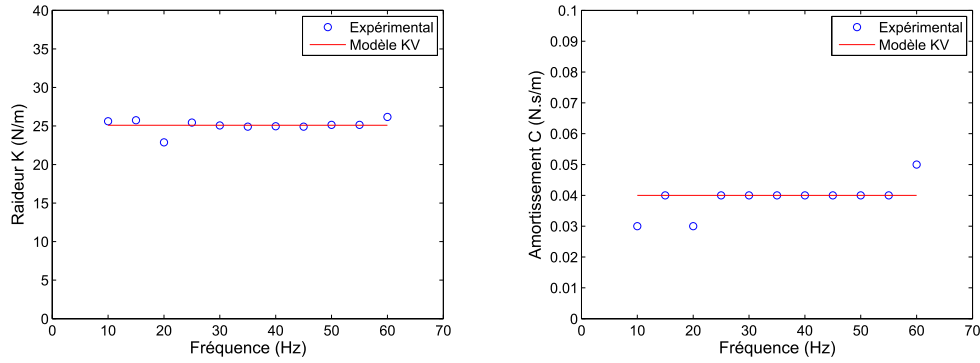


FIG. 2.11 – Raideur K et amortissement C mesurés et modèle de Kelvin Voigt associé.

Le tracé du déphasage expérimental entre les signaux et du déphasage théorique obtenu à partir de l'équation 2.13 en utilisant le modèle de Kelvin Voigt montre une bonne cohérence entre la modélisation et l'expérimentation (cf. figure 2.12).

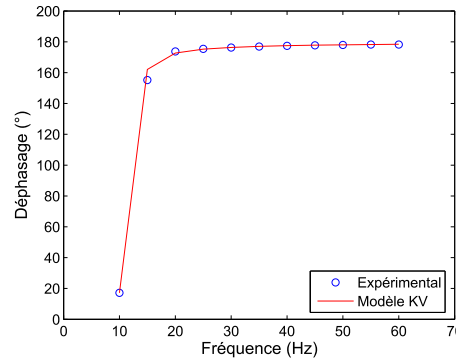


FIG. 2.12 – Déphasage mesuré et modèle de Kelvin Voigt associé (paramètres : $K=25.1$ N/m, $C=0.0391$ N.s/m).

2.1.4.2 Etude du vieillissement.

L'étude du vieillissement ¹ est la 1^{ère} étape de validation d'un nouvel appareil de mesure des propriétés mécaniques de la peau. Elle permet de situer les mesures obtenues et de quantifier la capacité de l'appareil à distinguer deux tissus différents "réalistes". Une étude a donc été menée sur un panel composé de 46 sujets de sexe féminin, d'origine caucasienne, présentant un phototype 2 à 3, âgées de 18 à 70 ans et divisé en trois groupes (groupe 1 : 16 sujets 18-30 ans, groupe 2 : 15 sujets 31-50 ans, groupe 3 : 15 sujets 51-70 ans).

Les mesures ont été effectuées après stabilisation du sujet dans une salle contrôlée en température et humidité (22°C et RH 50 %). Le sujet est en position assise dans un fauteuil médicalisé, le bras droit dans un repose bras spécial avec immobilisation au niveau du poignet afin d'éviter

¹L'ensemble des résultats décrits ont fait l'objet d'une publication, cf. [Boyer2009].

tout mouvement parasite (la minimisation des mouvements du sujet sera développée section 2.2.3). La zone de mesure est prise à 6 cm du coude sur la face intérieure de l'avant bras. Le 1^{er} essai effectué est le test d'indentation avec un enfoncement de $200\ \mu m$, une amplitude de sollicitation de $3\ \mu m$ et une plage de fréquences allant de 10 à 60 Hz avec un incrément de 5 Hz. Le temps total d'une mesure est d'environ 40 s. La moyenne de trois mesures est prise. Afin de disposer d'informations suffisantes pour une interprétation correcte des résultats, d'autres essais ont été réalisés. Une mesure d'hydratation a été effectuée à l'aide du Cornéomètre® (CM 825, Courage + Khazaka Electronic GmbH) après essuyage léger de la zone de mesure. Cet appareil donne une mesure notée H en unité arbitraire (UA) de l'hydratation, une valeur faible correspondant à une peau sèche et une valeur élevée à une peau hydratée. La moyenne de trois valeurs est également prise pour chaque sujet. Un essai de succion a ensuite été réalisé en utilisant le Cutomètre® (MPA 580, Courage + Khazaka Electronic GmbH) avec une cuve de diamètre 2 mm, une dépression de 400 mbars appliquée pendant 3 s et un temps de retour de 5 s. On se base pour cet essai sur la mesure des rapports U_r/U_f (représentant l'élasticité biologique) et U_v/U_e (traduisant le comportement visco élastique de la peau : plus celui-ci est grand, plus le comportement est visqueux) car ceux-ci ne sont pas dépendants de l'épaisseur de la peau [DeRigal2002]. Celle-ci n'ayant pas été mesurée, un biais peut apparaître pour les autres paramètres (les valeurs U_r, U_f, U_v et U_e sont définies figure 1.12). Enfin, une prise d'empreinte de la zone de mesure est effectuée à l'aide d'un silicone (Silflo®, Flexico Developments Ltd) afin d'étudier le réseau cutané par l'analyse de la topographie. Ces empreintes ont été numérisées à l'aide d'un microscope confocal (Altisurf 500, Altimet) et traitées avec le logiciel Toposurf®. On étudie l'aire moyenne des plateaux notée A_p [mm²] délimitée par les lignes primaires. L'Indice de Masse Corporelle (IMC) est également calculé suivant la formule :

$$IMC = \frac{Poids\ [kg]}{Taille^2\ [m^2]} \quad (2.23)$$

Si sa signification peut certainement varier suivant les sujets, nous considérons que globalement cet indice est représentatif de la corpulence de la personne et donc du pourcentage d'hypoderme présent dans le corps. Le recrutement des sujets du panel s'est fait de telle sorte à éviter une corrélation entre cet indice et l'âge afin de ne pas introduire de biais dans les résultats.

Les résultats confirment tout d'abord que le modèle de Kelvin Voigt peut être utilisé pour la description du comportement mécanique de la peau. En effet, l'écart type moyen sur l'ensemble des sujets est inférieur à 5 % de la valeur moyenne pour la raideur K et inférieur à 15 % de la valeur moyenne pour l'amortissement C . On utilise donc ce modèle avec la moyenne sur le scan de chaque paramètre pour comparer les différents sujets entre eux.

Concernant l'évolution des paramètres du contact mesurés en indentation dynamique avec l'âge, on observe une diminution significative de la raideur K entre les différents groupes ($p=0.0002$) et une légère baisse non significative pour l'amortissement C ($p=0.0847$, cf. figure 2.13). Pour les paramètres obtenus avec le Cutomètre® (ceux-ci sont représentés figure 1.12), on observe une diminution significative de l'élasticité U_r/U_f avec l'âge ($p=0.0027$) et une augmentation non significative de U_v/U_e ($p=0.0841$, cf. figure 2.14). Concernant l'aire des plateaux A_p , un exemple de mesure et de segmentation trouvée pour chaque groupe est représenté figure 2.15. On trouve une augmentation significative de ce paramètre avec l'âge ($p=0.0002$, cf. figure 2.16).

On vérifie qu'aucune corrélation entre l'IMC et l'âge n'existe ($p=0.6846$). En revanche, on

observe une augmentation significative de l'hydratation des sujets avec l'âge ($p=0.0014$, cf. figure 2.16).

L'obtention de la raideur et de l'amortissement permet de calculer, à partir des relations 2.20, 2.21 et 2.22, les valeurs des modules réel, imaginaire et complexe pour une fréquence de sollicitation donnée (on choisit une fréquence de 10 Hz). On peut également calculer le facteur de perte $\tan \delta$ (cf. figure 2.17) défini par l'équation 2.2. On trouve une diminution significative de E' avec l'âge ($p=0.0002$), une baisse non significative de E'' ($p=0.0831$), une baisse significative de E_{DMA}^* ($p=0.0002$) et une augmentation significative de $\tan \delta$ ($p=0.0065$, cf. figure 2.17). Les moyennes pour chaque groupe des différents paramètres sont récapitulées tableau 2.2. Les valeurs p de l'analyse ANOVA par groupe sont résumées tableau 2.3.

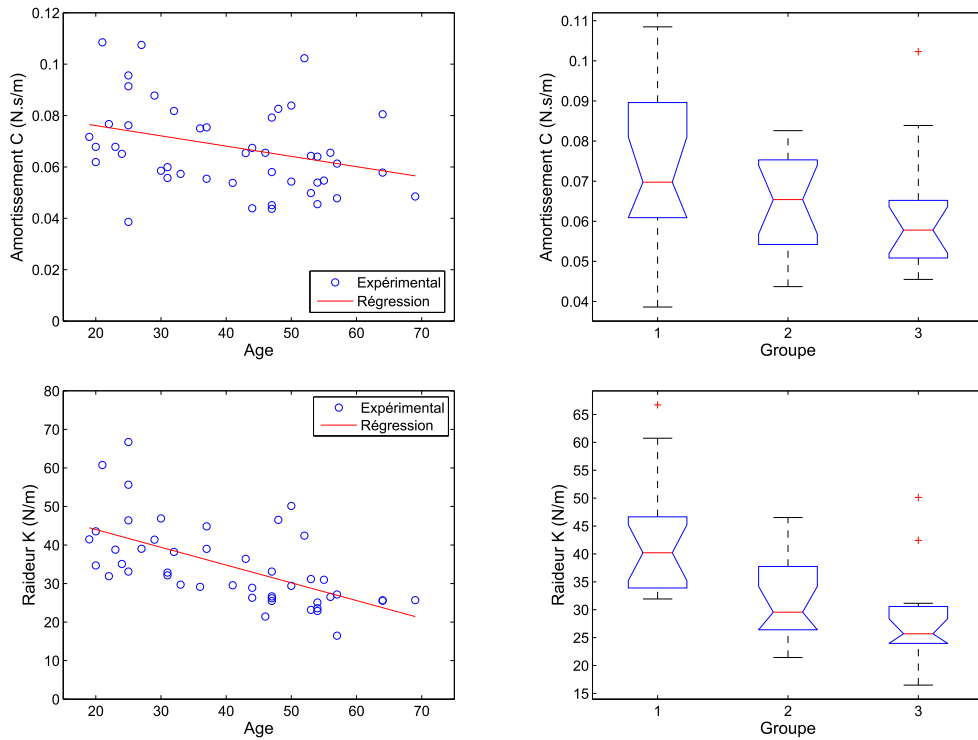


FIG. 2.13 – Raideur K et amortissement C en fonction de l'âge et des groupes.

Gr.	K [N/m]	C [N.s/m]	U_r/U_f	U_v/U_e	A_p (mm^2)
1	42.5 ± 10.6	0.074 ± 0.019	0.687 ± 0.105	0.308 ± 0.071	0.072 ± 0.008
2	32.1 ± 7.4	0.063 ± 0.014	0.605 ± 0.115	0.357 ± 0.063	0.087 ± 0.019
3	28.4 ± 8.2	0.062 ± 0.016	0.532 ± 0.131	0.355 ± 0.069	0.113 ± 0.038

Gr.	IMC	H	E' (kPa)	E'' (kPa)	E^* (kPa)	$\tan \delta$
1	22.8 ± 4.4	28.4 ± 5.1	10.6 ± 2.6	1.17 ± 0.31	10.7 ± 2.64	0.112 ± 0.025
2	23.1 ± 4	34.6 ± 8.7	8 ± 1.8	0.99 ± 0.21	8.09 ± 1.84	0.127 ± 0.027
3	24.1 ± 3.2	40.4 ± 7.6	7.1 ± 2.1	0.98 ± 0.25	7.17 ± 2.06	0.141 ± 0.027

TAB. 2.2 – Valeurs des différents paramètres pour chaque groupe (moyenne \pm écart type).

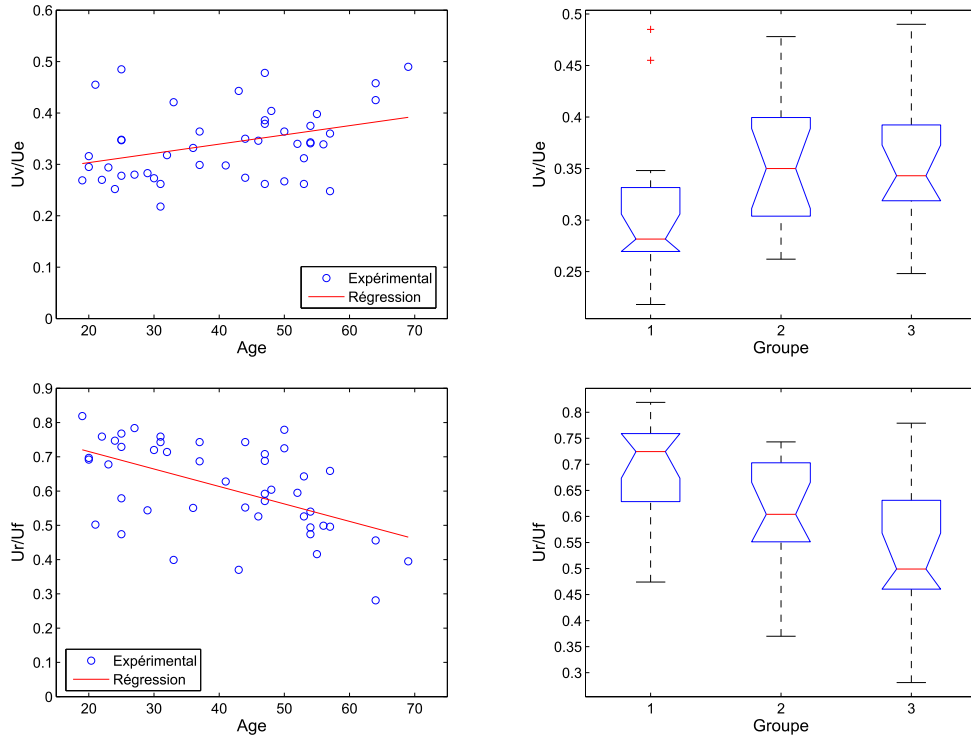


FIG. 2.14 – Paramètres U_r/U_f et U_v/U_e en fonction de l'âge et des groupes.

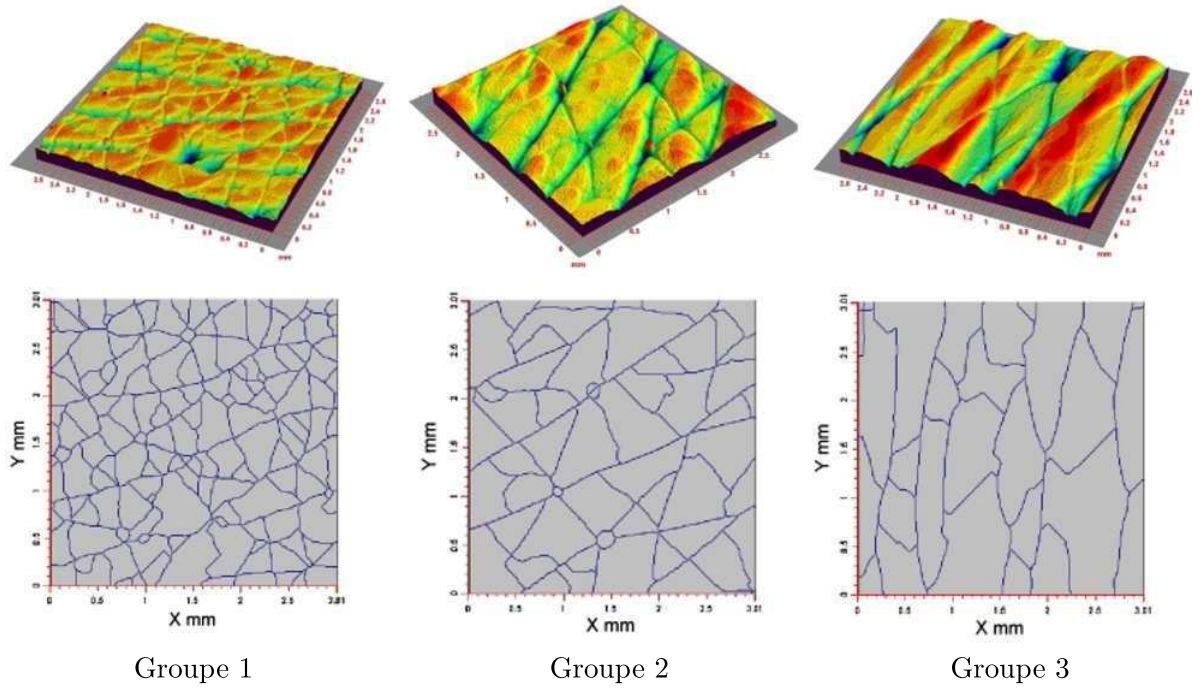


FIG. 2.15 – Relief mesuré et segmentation des plateaux correspondante pour chaque groupe.

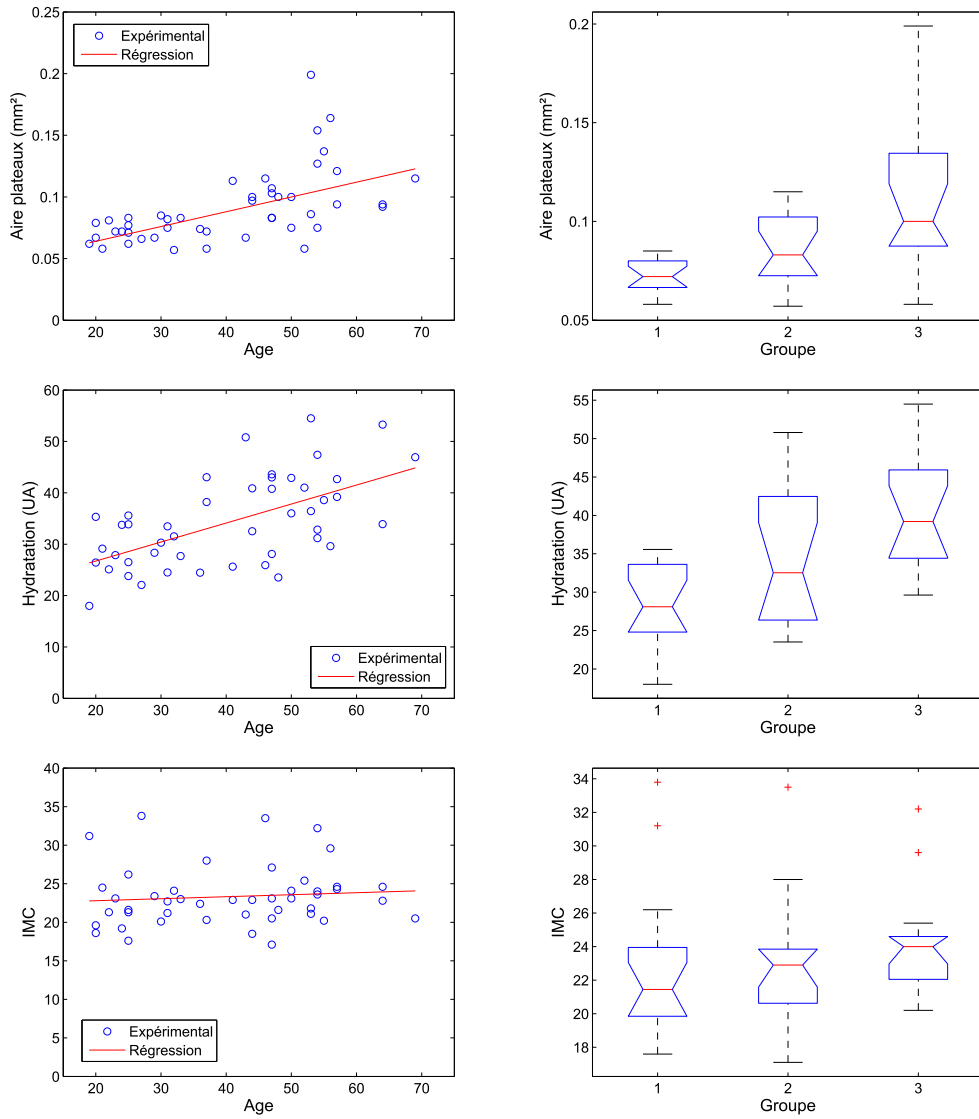


FIG. 2.16 – Aire des plateaux A_p , hydratation H et IMC en fonction de l'âge.

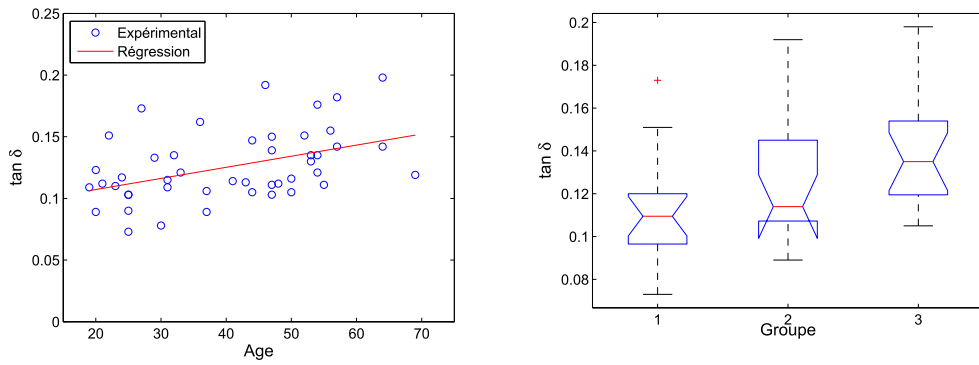


FIG. 2.17 – Facteur de perte $\tan \delta$ en fonction de l'âge et des groupes.

Paramètre	p
K	0.0002
C	0.0847
U_r/U_f	0.0027
U_v/U_e	0.0841
Aire	0.0002
Hydratation	0.0014
E'	0.0002
E''	0.0831
E_{DMA}^*	0.0002
$\tan \delta$	0.0138
IMC	0.6846

TAB. 2.3 – Valeurs p de l'analyse ANOVA par groupe pour chaque paramètre.

Après s'être intéressé à l'évolution de chaque paramètre en fonction de l'âge, les corrélations des différents paramètres entre eux ont été recherchées par régression linéaire. Afin de déterminer si une analogie entre indentation et succion existe, les paramètres K et U_r/U_f sont comparés, ainsi que les paramètres C et U_v/U_e . Si une corrélation significative est trouvée pour le premier jeu de paramètres ($p=0.0156$), aucune corrélation n'apparaît pour le second jeu ($p=0.7527$, cf. figure 2.18). Aucune corrélation n'est également observée entre le facteur de perte $\tan \delta$ et U_v/U_e ($p=0.9$).

On note une corrélation significative entre la raideur K , l'amortissement C et l'aire des plateaux A_p ($p=0.0001$ et $p=0.028$) alors qu'aucune corrélation entre ce paramètre et ceux du Cutomètre® U_r/U_f et U_v/U_e n'est trouvée ($p=0.0813$ et $p=0.7307$, cf. figure 2.19). Aucune corrélation entre $\tan \delta$ et l'aire des plateaux A_p n'est observée ($p=0.426$).

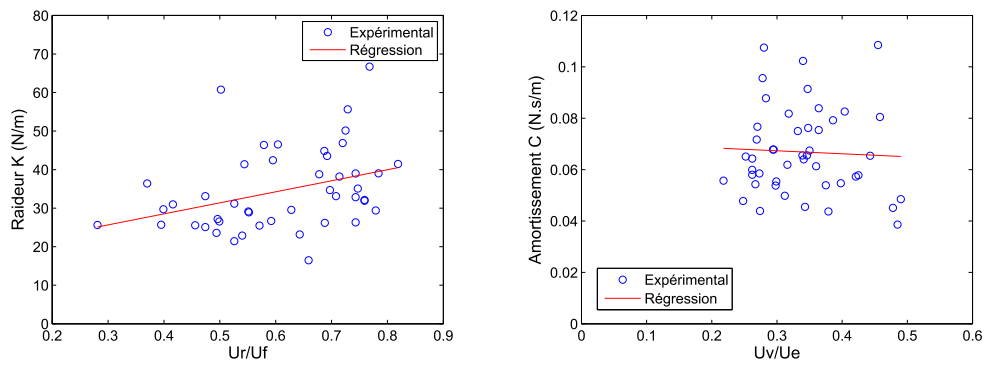
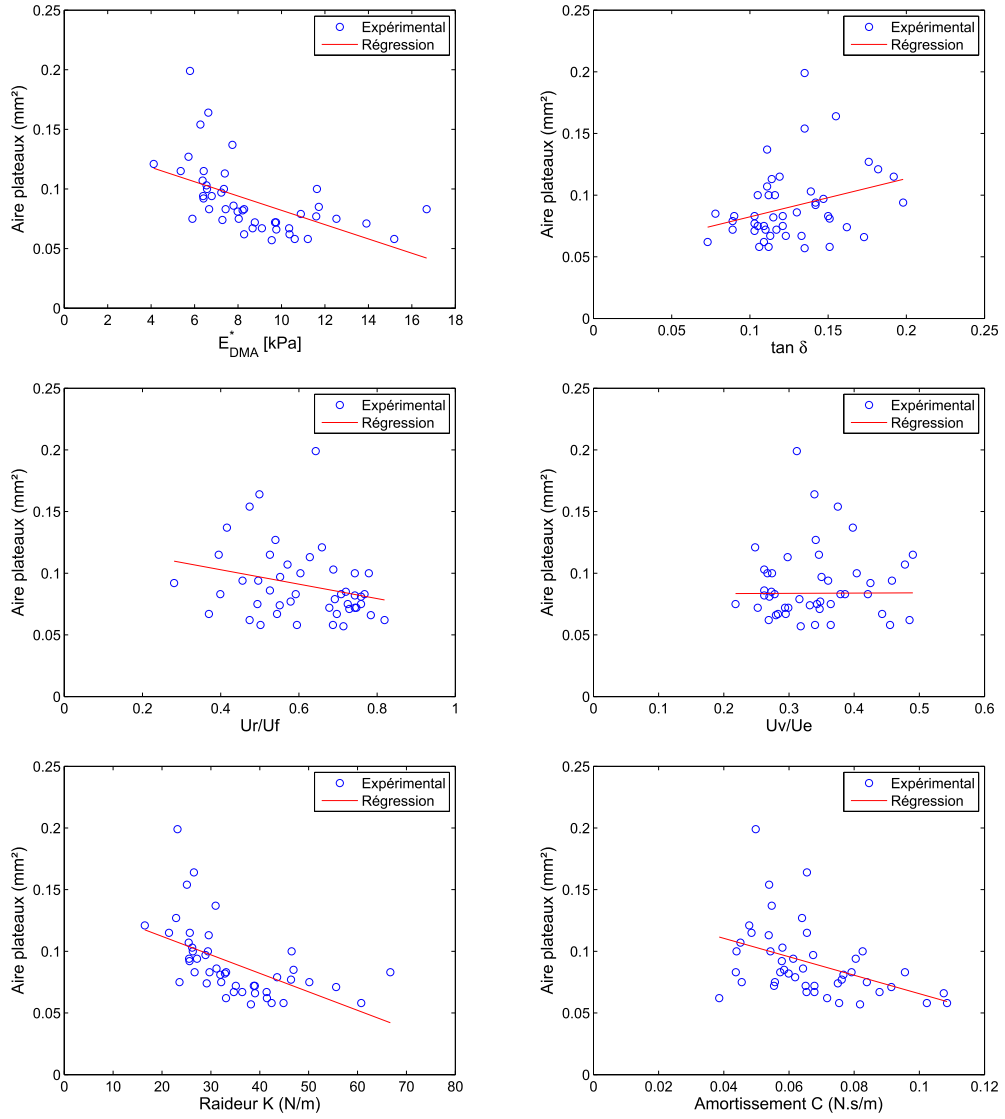


FIG. 2.18 – Corrélation entre les paramètres d'indentation et de succion.

On note une corrélation de tous les paramètres avec l'hydratation exceptés A_p , U_v/U_e et $\tan \delta$ (cf. figure 2.20). Concernant l'IMC, seuls les paramètres C et $\tan \delta$ présentent une augmentation significative avec ce paramètre. Les valeurs de p et r trouvées par la régression linéaire avec l'âge et entre les différents paramètres sont résumées tableau 2.4, 2.5 et 2.6.

Paramètres/âge	p	r
K	<0.0001	0.6
C	0.018	0.35
U_r/U_f	0.0001	0.54
U_v/U_e	0.0171	0.35
Aire	<0.0001	0.58
Hydratation	<0.0001	0.59
E_{DMA}^*	<0.0001	0.36
$\tan \delta$	0.0021	0.19

TAB. 2.4 – Valeurs p et r de la régression linéaire de chaque paramètre avec l'âge.

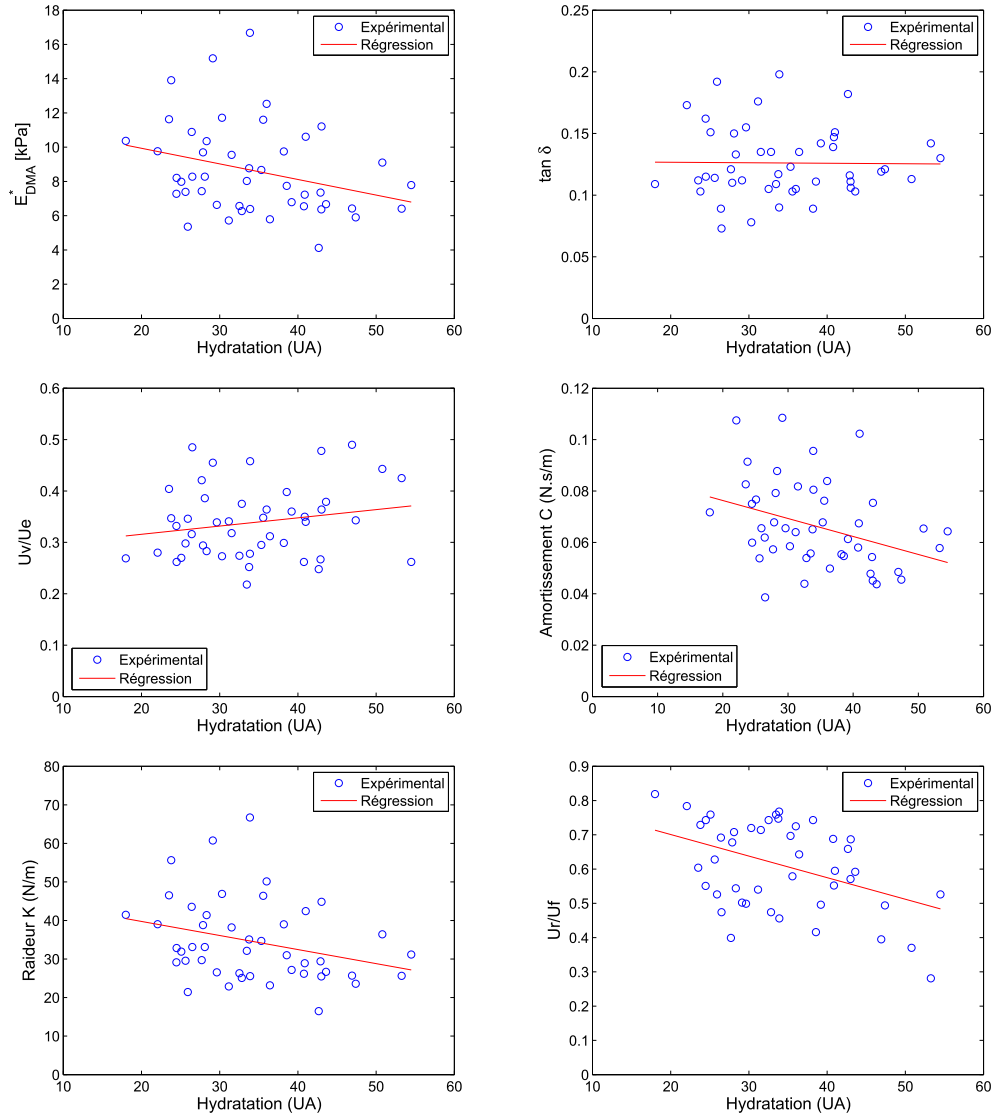
FIG. 2.19 – Corrélation entre l'aire des plateaux A_p et les paramètres mécaniques mesurés.

Paramètre/IMC	p	r	Paramètre/H	p	r
K	0.388	0.13	K	0.04	0.13
C	0.0349	0.31	C	0.018	0.31
U_r/U_f	0.7283	0.05	U_r/U_f	0.0039	0.05
U_v/U_e	0.81	0.036	U_v/U_e	0.1836	0.036
Aire	0.556	0.089	Aire	0.49	0.104
E_{DMA}^*	0.3903	0.02	E_{DMA}^*	0.0441	0.09
$\tan \delta$	<0.0001	0.32	$\tan \delta$	0.9471	<0.01

TAB. 2.5 – Valeurs p et r de la régression linéaire entre les différents paramètres et l'IMC ainsi que l'hydratation H .

Paramètres	p	r
K et U_r/U_f	0.0156	0.353
C et U_v/U_e	0.7527	0.048
$\tan \delta$ et U_v/U_e	0.90	<0.01
K et aire	0.0001	0.54
C et aire	0.028	0.43
U_r/U_f et aire	0.0813	0.26
U_v/U_e et aire	0.7307	0.052
E_{DMA}^* et aire	0.0001	0.29
$\tan \delta$ et aire	0.426	0.09

TAB. 2.6 – Valeurs p et r de la régression linéaire entre les différents paramètres.

FIG. 2.20 – Corrélation entre l'hydratation H et les paramètres mécaniques mesurés.

2.1.5 Discussion et synthèse

Avant de discuter les résultats obtenus, quelques observations globales peuvent être faites sur ce nouvel appareil d'indentation dynamique.

L'utilisation d'un indenteur de forme cylindrique a l'avantage de générer un rayon de contact constant. Toutefois, cette géométrie a fait apparaître deux inconvénients. Tout d'abord, elle implique de positionner très précisément le dispositif sur la zone de mesure ; en effet, une erreur d'alignement va se traduire dans le cas de faibles enfoncements par un contact à géométrie variable. Cette erreur d'alignement peut également générer un couple sur le capteur d'effort piézoélectrique, ce qui va perturber la génération des charges et donc la mesure. Ensuite, malgré l'utilisation d'un rayon de contact assez faible, le positionnement sur des zones de fortes courbures reste délicat : il est assez difficile de déterminer la meilleure position sur des

surfaces très gauches.

L'utilisation de capteurs piézoélectriques pose un problème lors des chocs, même très légers, qui peuvent se produire lors de la mise en contact et qui saturer le niveau de charges générées, impliquant un temps de stabilisation de l'ordre d'une dizaine de secondes avant de pouvoir continuer la mesure.

L'immobilisation du sujet est un point important de la mesure étant donné l'absence d'anneau de garde solidarissant l'appareil à la zone testée. Le repose bras développé était constitué d'une simple plaque rigide sur le dessous avec un serrage par attelle au niveau du poignet. Il a donné pour cette étude des résultats satisfaisants en terme de reproductibilité de la mesure. Son utilisation n'étant pas aisée, nous verrons dans la 2^{ème} partie de ce chapitre un dispositif d'immobilisation plus adapté à des mesures en routine (cf. section 2.2.3).

Malgré ces quelques inconvénients, ce type de méthode dynamique située dans le domaine fréquentiel dispose d'un avantage non négligeable lors d'une application *in vivo* par rapport à un essai d'indentation classique quasi-statique dû au fait que l'on est capable d'extraire très facilement les parties des signaux dues uniquement à la sollicitation générée. Les légers mouvements du sujet provoquant des perturbations basses fréquences sont ainsi automatiquement filtrés. De plus, la faible amplitude de sollicitation (de 1 à 10 μm) permet des essais à très faibles enfoncements, de l'ordre de la centaine de microns, minimisant ainsi l'effet des tissus sous jacents. Enfin, on accède directement à la raideur et à l'amortissement du contact qui sont des grandeurs physiques représentatives du matériau.

Les premiers résultats ont montré que les caractéristiques de raideur et d'amortissement du contact sont constantes et qu'il est possible d'utiliser un modèle du type Kelvin Voigt. Le scan de fréquence a alors pour unique avantage de permettre une moyenne des valeurs trouvées pour chaque incrément. Il convient de garder à l'esprit que ce type de comportement n'est validé que sur les plages de fréquences et d'amplitudes utilisées. Il est fort probable que l'utilisation d'une plus grande amplitude et/ou d'une gamme de fréquences plus large entraîne un comportement différent.

L'étude menée en fonction de l'âge a tout d'abord permis de montrer la capacité du dispositif à discriminer deux tissus différents au niveau de la raideur K . Une baisse significative de 33.2 % entre le groupe jeune et le groupe âgé est ainsi trouvée. Concernant l'amortissement C , aucune différence significative n'est observée. L'évolution de ces deux grandeurs conduit globalement à une baisse significative du module d'Young complexe avec l'âge. Vis-à-vis des résultats trouvés dans la littérature en indentation classique, ce résultat est cohérent au niveau de l'évolution et des valeurs avec toutes les études menées [Dikstein1983], [Lanir1990], [Pailler2004] exceptée celle de [Kirk1949] qui trouve une diminution de la flèche pour une même charge avec l'âge sur la zone du tibia, correspondant à une augmentation de la raideur apparente. La zone du tibia reposant directement sur une structure rigide et ne subissant sûrement pas les mêmes contraintes de vieillissement chronologique que la zone de l'avant bras, on peut toutefois s'interroger sur la pertinence d'une comparaison entre notre étude et ces résultats. On peut également noter que [Dikstein1983] trouve sur le front, zone reposant également directement sur une structure rigide, des résultats contradictoires à [Kirk1949].

Cette baisse de module observée rejoint de manière générale les résultats trouvés par des dispositifs sans anneaux de garde, notamment l'essai de torsion effectué par [Sanders1973]. La mesure effectuée lors de l'essai d'indentation dynamique est donc bien reliée d'une manière plus importante à la tension naturelle de la peau plutôt qu'à ses propriétés mécaniques intrinsèques comme décrit par [DeRigal1993]. On se trouve ainsi dans la tendance inverse de la mesure

effectuée par un dispositif avec anneau de garde tel que l'essai de succion. Une corrélation de ces deux méthodes peut être faite avec les travaux de [Diridollou2001] où la prise en compte de la précontrainte lors de l'essai de succion montre une diminution de la tension avec l'âge, rejoignant ainsi les résultats obtenus dans nos travaux.

On peut aller plus loin dans l'essai de compréhension de la mesure effectuée en indentation en se basant sur la forte corrélation observée entre la raideur et l'aire des plateaux mesurée sur le microrelief. De nombreux auteurs s'accordent sur le fait qu'il existe une relation entre la topographie et la tension naturelle de la peau [Viatour1995]. De larges plateaux traduiraient ainsi un état de tension faible, alors que de petits plateaux traduiraient une tension élevée. D'autre part, [Dikstein1983] a montré que la destruction du réseau d'élastine se traduit par une augmentation de la flèche en indentation et donc par une diminution de la raideur, alors qu'aucune influence de la présence du réseau de collagène n'est observée. Le réseau d'élastine étant responsable de la tension naturelle de la peau, on reste dans la cohérence de l'hypothèse d'une mesure de l'état de tension naturelle de la peau par l'essai d'indentation.

On peut également essayer de comprendre, à l'aide des données de la littérature, pourquoi la mesure de l'amortissement n'a pas donné de différence significative entre les groupes. D'après l'étude bibliographique menée, la dissipation d'énergie dans la peau est principalement due au mouvement de la SF entre les fibres composant les réseaux d'élastine et de collagène. Il est alors probable que la très faible amplitude de sollicitation ne soit pas suffisante pour créer assez de mouvement pour observer une évolution de ce paramètre avec l'âge. Il est cependant assez intéressant de noter que ce paramètre est le seul avec le facteur de perte $\tan \delta$ à être corrélé à l'IMC, reflétant d'une certaine manière le pourcentage d'hypoderme dans l'organisme dont le rôle est justement d'amortir les chocs. On ne serait alors pas sensible au mouvement de fluide entre les fibres mais au matelas graisseux. A noter que si C n'est pas corrélé avec l'âge, le facteur de perte $\tan \delta$ l'est fortement, montrant que d'une manière globale une peau âgée a une plus grande capacité à perdre de l'énergie par rapport à une peau jeune, résultat cohérent avec la littérature.

Concernant l'essai de succion, les résultats sont tout à fait cohérents vis-à-vis des études menées par d'autres auteurs [Ogoshi2006]. On observe avec l'âge une baisse significative de l'élasticité biologique U_r/U_f et une augmentation du rapport U_v/U_e qui, même si elle n'est pas significative, montre l'augmentation de la partie visqueuse du comportement mécanique de la peau avec le vieillissement. La mise en évidence de la corrélation entre la raideur mesurée et l'élasticité biologique est intéressante car elle montre que ces paramètres sont deux grandeurs ayant une évolution liée traduisant d'une part la perte globale de la tension de la peau sur le corps et d'autre part une diminution de la partie élastique du comportement rhéologique intrinsèque au tissu cutané. On aurait pu s'attendre à avoir le même parallèle entre l'amortissement C et le rapport U_v/U_e puisque ce dernier permet de voir le ratio de la partie visqueuse sur la partie élastique, ce qui n'est pas le cas. La même observation peut être faite entre le facteur de perte $\tan \delta$ et U_v/U_e . Dans le même esprit que l'approche faite ci-dessus basée sur une relation entre topographie et tension naturelle de la peau, l'absence de corrélation entre les paramètres de l'essai de succion avec l'aire des plateaux confirme que cet essai accède aux propriétés intrinsèques du tissu.

De nombreux auteurs ont montré la corrélation entre hydratation et paramètres biomécaniques, il n'est donc pas surprenant de trouver une corrélation entre le paramètre H mesuré par le Cornéomètre® et ceux d'indentation et de succion. Il est par contre contradictoire vis-à-vis de la plupart des travaux de trouver une augmentation significative de ce paramètre avec l'âge

traduisant une hydratation plus importante, puisque il est admis que la peau devient plus sèche chez les personnes âgées [Potts1984]. A noter que si le module complexe E_{DMA}^* est corrélé à l'hydratation, le facteur de perte $\tan \delta$ ne l'est pas, montrant ainsi que ce paramètre apporte une information supplémentaire vis-à-vis du module total.

En conclusion, le dispositif mis en place s'est révélé assez efficace pour l'étude *in vivo* des propriétés mécaniques de la peau. Malgré quelques inconvénients que l'on retrouve en indentation classique, son utilisation reste simple et l'interprétation en terme de raideur et d'amortissement est immédiate. Les essais effectués ont permis d'une part de montrer que le modèle de Kelvin Voigt est applicable sur les plages de fréquences et d'amplitudes utilisées, d'autre part de comprendre la signification des paramètres mesurés et d'obtenir des résultats de référence significatifs en fonction de l'âge sur lesquels pourront s'appuyer les prochaines recherches.

2.2 Indentation sans contact

2.2.1 Introduction

Suite aux observations et résultats obtenus lors de l'utilisation du dispositif d'indentation dynamique, il nous est paru intéressant de développer un dispositif de mesure sans contact pour plusieurs raisons :

- Malgré un rayon de contact faible, le positionnement correct du dispositif sur une surface à fort rayon de courbure reste fastidieux.
- Les mesures sur certaines zones, comme sur des peaux endommagées ou sensibles, nécessitent de ne pas entrer en contact avec le tissu afin d'éviter toute contamination ou altération. Les mesures d'effets produits cosmétiques maquillant peuvent également nécessiter de ne pas entrer en contact avec la zone de mesure.
- Il reste très difficile avec un indenteur possédant une inertie de supprimer instantanément la contrainte appliquée. De plus, l'adhésion de la peau à l'indenteur influe forcément la mesure lors du retrait de celui-ci. Une sollicitation sans contact rend possible ce type d'essai, permettant ainsi d'observer le retour libre de la peau sans qu'aucun élément extérieur n'influence la mesure.

On peut préciser que l'expression "sans contact" utilisée est en partie erronée. En effet les seules méthodes permettant une réelle sollicitation sans contact sont l'utilisation de :

- *Forces magnétiques*. La peau n'étant pas magnétique, cette solution nécessiterait l'introduction de particules dans le tissu, ce qui n'est pas envisageable *in vivo*.
- *Forces électriques*. Leur utilisation nécessite de charger la surface, processus très difficilement maîtrisable.
- *Forces gravitationnelles*. Il est évident que les connaissances et technologies actuelles ne rendent pas cette solution envisageable.

Les trois forces à distance n'étant pas applicables, la seule solution pour créer une sollicitation sans indenteur massif est d'utiliser un gaz. Ce type de méthode a été développée et est utilisée depuis plusieurs dizaines d'années dans le domaine de l'ophtalmologie. L'évaluation de la pression intra oculaire est ainsi déterminée en observant la déformation de la cornée suite à la projection d'un flux d'air.

Les premières applications de cette méthode sur des tissus biologiques sont assez récentes. D'après [Kawahara2006], [Shinoda1992] a été le premier à proposer une mesure sans contact des propriétés mécaniques de tissus mous. [Kawahara2006] propose un dispositif combinant une mesure optique par triangulation laser avec projection d'un jet d'air coaxial. La sollicitation est effectuée suivant un cycle rectangulaire très rapide ($t_{on}=200$ ms). Un modèle d'impédance mécanique est proposé et un exemple d'application sur un fruit montre la capacité du modèle à déterminer les paramètres mécaniques en l'absence d'oscillations. Aucune application cutanée n'est présentée.

[Tanaka2007] propose quand à lui un dispositif similaire dans sa partie sollicitation à celui de [Kawahara2006], mais utilisant une projection d'une ligne laser combinée à une caméra rapide (acquisition de 2000 images/s) pour la mesure du profil de la déformation. Ce dispositif donne des résultats intéressants sur l'avant bras, montrant que la vitesse de déformation de la peau est importante (elle peut aller jusqu'à 1 m/s lors du retour) et qu'une différence entre deux sujets âgés de 20 et 70 ans existe. Cependant, la pression appliquée engendre une flèche importante (jusqu'à 3 mm) impliquant certainement une contribution non négligeable

des tissus sous jacents. Un tel montage reste de plus difficile à utiliser en routine.

[Fujimura2008] présente un dispositif permettant d'appliquer une impulsion d'air sur la peau et d'étudier l'oscillation générée. La partie mesure n'étant pas coaxiale au jet, une erreur d'estimation de la flèche maximale est faite. La même remarque que celle effectuée ci-dessus peut être faite sur les grandes déformations créées (flèche supérieure à 3 mm). Une étude en fonction de l'âge sur le visage et l'avant bras montre principalement des différences au niveau des vitesses de retour après sollicitation.

Vis-à-vis des autres méthodes, très peu de données sur la mesure sans contact existent dans la littérature. Parmi les dispositifs développés, l'approche de [Kawahara2006] nous semble la plus intéressante car elle permet une mesure dynamique du comportement de la peau sans mettre en œuvre d'importants moyens tels qu'une caméra rapide. Une adaptation de son principe pour une application cutanée nous semble toutefois indispensable. Nous verrons notamment que le modèle utilisé sur un fruit ne peut s'appliquer sur le tissu cutané humain.

De la même façon que pour le dispositif d'indentation dynamique, l'objectif est de créer une sollicitation générant un enfoncement le plus faible possible (de l'ordre de quelques dizaines de μm à 2 mm) avec un accès à toutes les zones du corps. Contrairement à l'indentation statique ou dynamique, nous ne disposons, exceptées les rares informations de la littérature, d'aucune expérience dans le domaine de la sollicitation sans contact. Afin de cerner les principales caractéristiques du dispositif permettant de répondre aux objectifs, un 1^{er} essai sur l'avant bras utilisant un jet (diamètre du tube de 2 mm, distance tube-peau 10 mm) régulé par un rotamètre manuel combiné à une électrovanne commandée manuellement a été réalisé. La mesure de la déformation engendrée s'est faite sur le côté avec soit une caméra rapide pour l'observation du temps de retour, soit un dispositif de projection de franges pour la mesure de la topographie (cf. figure 2.21).

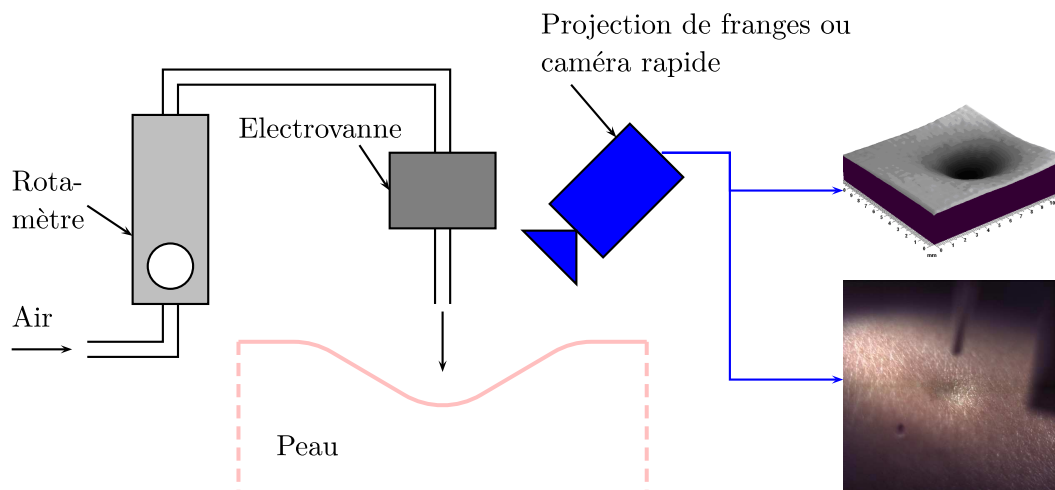


FIG. 2.21 – Montage préliminaire d'évaluation des caractéristiques du système d'indentation sans contact.

Ce dispositif a permis de déterminer qu'un débit de 50 L/min permet de créer une déformation de la peau de 1 à 2 mm, et que l'observation du retour de la peau avec un nombre suffisant de points de mesure nécessite une fréquence d'acquisition d'au moins 4000 Hz puisque le temps de

retour n'est que de 3 à 4 ms. Il n'est pas certain qu'une telle fréquence permette d'observer le signal complet, des oscillations secondaires plus rapides pouvant exister. Le dispositif complet développé à partir de cet essai préliminaire est décrit ci-dessous.

2.2.2 Dispositif et méthodes

2.2.2.1 Dispositif

L'appareil développé a fait l'objet d'un brevet (n° 08 05849 du 22/10/08) et a été nommé Tonoderm®. Ce nom sera réutilisé par la suite.

Le dispositif global est représenté figure 2.22. Un compresseur (A) fournit la source d'air comprimé nécessaire au système. La régulation de cet air comprimé se fait tout d'abord par deux détendeurs (non représentés) montés en série : ils permettent de convertir la pression de 6 bars fournie par le compresseur à la pression de travail du régulateur qui est de 4.5 bars. Le choix de deux détendeurs plutôt qu'un seul est motivé par le fait qu'un tel montage permet de minimiser plus efficacement la variation de la pression de sortie suite à une variation de la pression d'entrée [Swagelok2004]. Le flux d'air est ensuite contrôlé par un régulateur de débit massique (B) (modèle 5851S, Brooks Instrument) avec une gamme de débit allant de 2 à 100 LN/min. L'unité [LN/min] (Litres Normalisés par minute) est un débit volumique exprimé dans les conditions normales de pression P_N [Pa] et de température T_N [K] auxquelles correspond une masse volumique normalisée ρ_N [kg/Nm³] qui sont, dans le cas de l'air :

$$T_N = 273.15 \text{ K} \quad (2.24)$$

$$P_N = 101325 \text{ Pa} \quad (2.25)$$

$$\rho_N = 1.293 \text{ kg/Nm}^3 \quad (2.26)$$

On peut ainsi calculer à partir de ce débit volumique le débit massique. Le choix de la gamme plus large que celle prévue initialement (50 L/min) est motivé par le fait qu'il est possible si nécessaire de la diminuer, alors qu'une augmentation oblige à changer complètement le régulateur. La résolution de celui-ci est de 0.2 LN/min. Le choix de réguler en débit plutôt qu'en pression est dû au fait que lors de l'essai la sortie du circuit est à l'air libre et que seules les pertes de charges du système peuvent permettre une régulation en pression. Il nous paraît donc plus judicieux de travailler avec le débit de fuite du circuit.

En sortie de ce régulateur sont disposées deux électrovannes. La 1^{ère} (C) permet de purger le circuit d'air avant un essai, évitant ainsi un à coup provoqué par l'accumulation d'air dans le système (le régulateur de débit n'est pas prévu pour bloquer complètement le passage de l'air). La 2^{ème} électrovanne (D) est disposée juste avant le raccord de la sortie du jet. Cette disposition permet de couper de manière quasi instantanée le flux en évitant un éventuel réservoir d'air entre la sortie de l'électrovanne et l'extrémité finale du tube. Celui-ci a, dans sa dernière partie, un diamètre intérieur de 2 mm avec un rapport diamètre/longueur supérieur à 15 afin de stabiliser le jet avant sa sortie à l'air libre.

La mesure de la flèche est effectuée par un capteur à triangulation laser (E) (LK-G82, Keyence). Ce capteur permet une mesure sur une plage allant de 1 à 25 mm à partir de la sortie du jet, avec une résolution de 1.5 μm . Le diamètre du spot à une distance de 10 mm du tube (distance de travail) est de 70 μm . Afin d'avoir une mesure coaxiale au jet comme celle réalisée par [Kawahara2006] et ainsi éviter une erreur de mesure, le faisceau laser passe à travers une

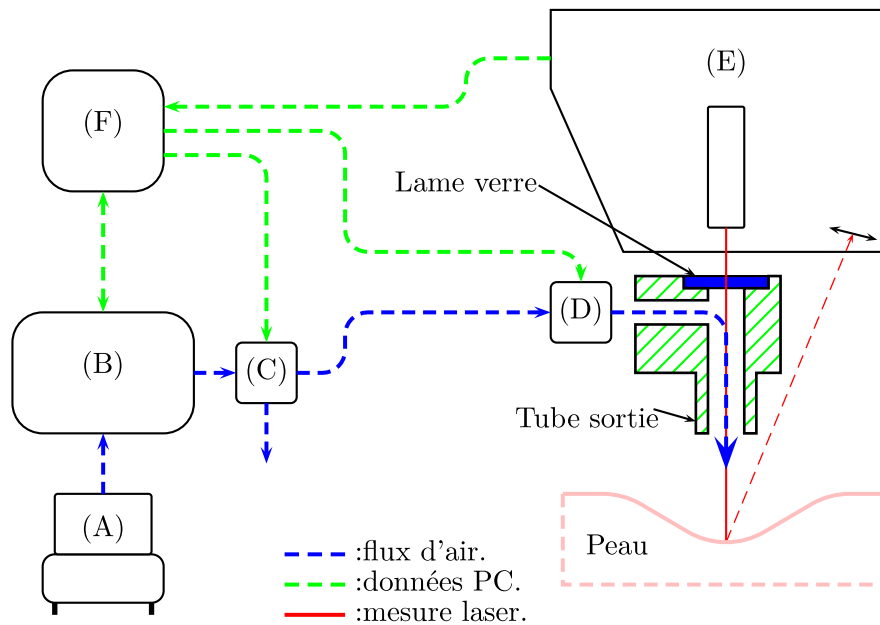


FIG. 2.22 – Schéma de principe du Tonoderm®.

lame de verre à faces parallèles située au-dessus du coude de sortie. Il est important d'utiliser une lame de bonne qualité afin de ne pas dévier le faisceau (celle utilisée à une tolérance de parallélisme inférieure à 5 arc.s). Le signal en provenance du capteur est traité par une électronique fournissant une tension 0-10V proportionnelle à la flèche mesurée. La fréquence d'acquisition maximale est de 50 kHz avec une légère diminution de la plage de mesure. Nous choisissons de travailler avec une fréquence de 20 kHz afin de conserver la plage de mesure maximale.

L'ensemble du système est piloté par un ordinateur (F) associé à une carte analogique/numérique 16 bits (6221M, National Instruments). Un programme développé sous LabView® permet la gestion du pilotage du régulateur de débit, de l'acquisition de la flèche et le pilotage des électrovannes.

De la même manière que le dispositif d'indentation dynamique, il est nécessaire d'avoir un bâti rigide permettant un positionnement aisé de l'appareil sur la zone de mesure. Le bâti décrit précédemment est donc utilisé, à savoir l'association d'une platine de translation, d'un plateau tournant micrométrique et d'une colonne mobile. Un système de deux modules laser situés de part et d'autre du tube permettent la projection de deux croix afin de s'assurer, lorsque la zone de mesure est relativement plane, de la perpendicularité du positionnement (les deux croix sont confondues lorsque la position est idéale).

2.2.2.2 Types d'essais

Le système développé permet d'effectuer deux types d'essais :

- *Essai à force imposée.* Essai le plus aisé d'un point de vue technique, il consiste à générer une tension de même forme que la force souhaitée qui sera convertie par le régulateur en un débit. On peut ainsi obtenir toute forme de sollicitation (rampe, plateau...).
- *Essai à flèche imposée.* Cet essai nécessite un asservissement du régulateur de débit vis-à-vis

de la mesure de la flèche. Cet asservissement est réalisé par un correcteur Proportionnel Intégral Dérivé (PID) intégré au logiciel de commande développé. Le réglage des paramètres du correcteur est assez délicat à effectuer car le système d'air comprimé possède une constante de temps importante qui peut entraîner des instabilités. Un jeu de paramètres satisfaisant et permettant au système de se stabiliser lors de faibles mouvements du sujet a tout de même été déterminé.

Remarque : à cause de la compressibilité de l'air et de la longueur du conduit, un retard apparaît entre la commande du régulateur et la sortie du débit, justifiant une coupure du jet à la sortie du circuit. Il est de plus difficile d'appliquer une force instantanément sans obtenir de dépassement de la consigne, une rampe est donc générée pour atteindre la force souhaitée.

2.2.2.3 Caractéristiques du jet

Le jet d'air étant "l'indenteur" du système, il est nécessaire de connaître ses principales caractéristiques afin de pouvoir interpréter correctement les résultats. Une étude a donc été faite afin de déterminer notamment la force totale appliquée par le jet ainsi que son profil de pressions.

Force totale appliquée par le jet Afin de déterminer la force totale appliquée par le jet impactant une plaque plane rigide, on part du débit massique Q_m [kg/s] donné par :

$$Q_m = \rho_N \cdot Q_{Vreg} \quad (2.27)$$

avec Q_{Vreg} [LN/min] le débit normalisé donné par le régulateur et ρ_N [kg.N/m³] la masse volumique normalisée de l'air définie par l'équation 2.26. D'après le théorème de conservation de la masse, le débit massique ne varie pas dans le circuit d'air et se retrouve donc en sortie du jet. On applique le théorème d'Euler au volume ($\Omega = (A1 \cup S0 \cup A2 \cup S2 \cup A3 \cup S1)$) représenté figure 2.23 avec dans un 1^{er} temps les hypothèses suivantes :

- Le filet de courant est assez étroit pour que la pression, la masse volumique et la vitesse restent constantes dans une section droite.
- Le mouvement est permanent.
- Le fluide est incompressible et non pesant.
- La viscosité est négligeable.
- La distribution de vitesse est uniforme dans la section initiale du jet.

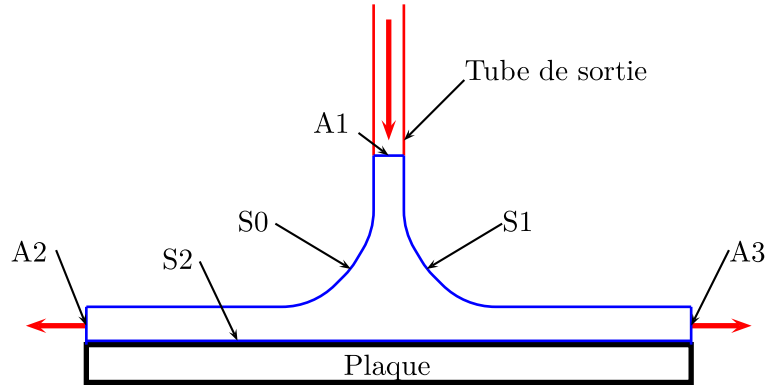


FIG. 2.23 – Schéma du jet d'air impactant une plaque.

Le théorème d'Euler utilisé dans ces conditions nous permet de montrer que la force F_{jet} [N] appliquée par le jet est donnée par :

$$F_{jet} = Q_m \times v \quad (2.28)$$

v [m/s] étant la vitesse de sortie du jet. Celle-ci est donnée par :

$$v = \frac{Q_m}{\rho_{jet} \cdot S} \quad (2.29)$$

avec S [m²] la section de sortie du jet et ρ_{jet} [kg/m³] sa masse volumique. On considère dans un 1^{er} temps que la masse volumique ρ_{jet} est celle de l'air à pression et température atmosphérique, soit ρ_{atm} . La force appliquée par le jet vaut donc :

$$F_{jet} = \frac{Q_m^2}{\rho_{atm} \cdot S} \quad (2.30)$$

Afin de vérifier cette approche théorique, des mesures expérimentales de la force d'impact sur une plaque plane montée sur un capteur d'effort ont été réalisées. Pour une distance de 10 mm entre la sortie du jet et la plaque, les mesures donnent une courbe expérimentale assez éloignée de la courbe théorique (courbe bleue, figure 2.24). Cette différence peut s'expliquer par les points suivants :

- L'hypothèse de fluide incompressible n'est plus valable aux vitesses utilisées. En effet, on atteint vite des vitesses approchant 100 m/s. La masse volumique prise est donc erronée.
- La section d'écoulement du fluide est plus faible que la section géométrique du tube à cause du phénomène de couche limite. La vitesse du fluide est donc sous estimée.

Afin de corriger ces erreurs, une mesure de pression totale (pression d'arrêt) à la sortie du jet a été faite. Cette mesure permet d'accéder au nombre de Mach Ma , représentatif du rapport de la vitesse réelle du fluide V_{reelle} [m/s] sur la vitesse du son V_{son} [m/s]. On a ainsi les relations :

$$Ma = \frac{V_{reelle}}{V_{son}} \quad (2.31)$$

$$V_{son} = \sqrt{\gamma \cdot r \cdot T_s} \quad (2.32)$$

$$\frac{P_t}{P_s} = \left(1 + \frac{\gamma - 1}{2} \times Ma^2\right)^{\frac{\gamma}{\gamma - 1}} \quad (2.33)$$

$$\frac{T_t}{T_s} = \left(1 + \frac{\gamma - 1}{2} \times Ma^2\right) \quad (2.34)$$

Avec P_s [Pa] et T_s [K] la pression et température statique, P_t [Pa] et T_t [K] la pression et température totale, r la constante spécifique de l'air ($r = 287.5$ [J.kg⁻¹.K⁻¹]) et γ le rapport C_p/C_v ($\gamma = 1.4$ dans le cas de l'air). On considère que la pression statique est égale à la pression atmosphérique. On considère également le système comme étant adiabatique et que le réservoir d'air comprimé est à la température atmosphérique. La température totale est alors égale à la température atmosphérique. A partir de la mesure de pression totale P_t , on en déduit Ma , puis T_s . On calcule ainsi V_{son} , pour arriver finalement à V_{reelle} . Cette vitesse est mesurée au centre du jet. Dans le cas d'un profil de vitesses constant, $V_{reelle} = V_{moy}$. A cause de l'adhésion du fluide sur les bords, le profil réel n'est sûrement pas constant et V_{reelle} mesurée correspond en fait à V_{max} . On doit donc déterminer la vitesse moyenne du profil constant correspondant à la vitesse

maximale d'un profil turbulent. Le profil de vitesses d'un tel jet dans un tube cylindrique en fonction de la distance r_1 [m] par rapport à l'axe du jet est donné par [Schlichting2000] :

$$V(r_1) = V_{max} \cdot \left(\frac{r_1}{a_1}\right)^{(1/n_1)} \quad (2.35)$$

avec a_1 [m] le diamètre du tube et n_1 un paramètre déterminé en fonction du nombre de Reynolds R_e défini par :

$$n_1 = 2.10^{-6} \cdot R_e + 6.8421 \quad (2.36)$$

$$R_e = \frac{2 \cdot a_1 \cdot V_{moy}}{\nu} \quad (2.37)$$

avec ν [m²/s] la viscosité cinématique. L'intégrale du profil turbulent donné par l'équation 2.35 est :

$$A_1 = a_1 \times V_{max} \times \frac{n}{n+1} \quad (2.38)$$

or pour un profil constant l'intégrale du profil de vitesses est :

$$A_2 = V_{moy} \times a_1 \quad (2.39)$$

On souhaite avoir des profils équivalents. Pour avoir $A_1 = A_2$ on doit donc vérifier :

$$V_{moy} = V_{max} \times \frac{n}{n+1} \quad (2.40)$$

Par calcul itératif, on peut donc déterminer la vitesse moyenne V_{moy} correspondante au profil turbulent de vitesse maximale V_{max} . On calcul ainsi, à partir de l'équation 2.28, la force théorique à partir du débit volumique et de la vitesse corrigée. On voit sur la figure 2.24 la minimisation de l'erreur entre théorie et expérimentation par rapport à l'approche sans correction de la vitesse. Cette approche permet d'exprimer le jet non plus en débit normalisé (unité : [LN/min], peu pratique à représenter physiquement), mais en force d'impact (unité : [N], plus parlant).

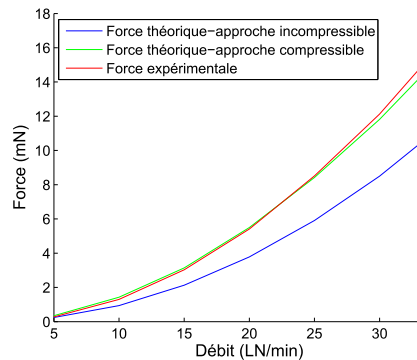


FIG. 2.24 – Force d'impact en fonction du débit, force expérimentale et force théorique suivant deux approches.

Champ de pressions appliqué par le jet Afin d'interpréter correctement les résultats, il est nécessaire de savoir comment la force d'impact déterminée ci-dessus va se répartir sur la zone sollicitée. Pour cela, une mesure de pression a été faite à travers un orifice perpendiculaire à une plaque dans lequel a été inséré un tube très fin (diamètre $380\ \mu m$) relié à un manomètre. La plaque est montée sur une platine de translation micrométrique permettant un déplacement du point d'impact central du jet par rapport au point de mesure (distance entre le centre du jet et le centre du tube de mesure notée r_1 [m]). Le montage est représenté figure 2.25 et les résultats obtenus pour les différents débits sont figure 2.26.

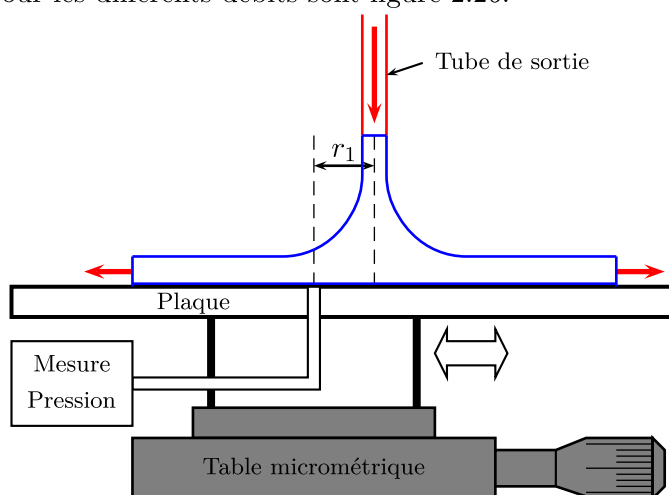


FIG. 2.25 – Dispositif de mesure du profil de pressions du jet.

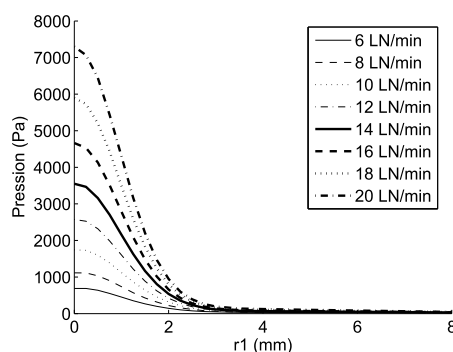


FIG. 2.26 – Profils de pressions.

Afin de pouvoir utiliser ces champs, il est nécessaire de les exprimer sous forme analytique. Le choix de la fonction utilisée pour cette description sera décrit dans la section 2.2.4.2.

2.2.3 Mise en place et positionnement du sujet

Un essai sans contact *in vivo* pose un problème majeur lié au fait qu'un organisme vivant est sans cesse en mouvement. Il est donc indispensable de l'immobiliser le mieux possible pour éviter une dérive de la distance entre le dispositif et la surface lors de l'essai.

Concernant les essais sur l'avant bras, un dispositif permettant d'effectuer un serrage de part et d'autre de l'humérus (flèches rouges) ainsi qu'un appui au niveau du poignet (flèche bleue) a été mis en place (cf. figure 2.27). Une immobilisation avec un mouvement parasite inférieur à $40\text{ }\mu\text{m}$ est ainsi obtenue (ce mouvement résiduel est en majeure partie dû à la pression artérielle).

Concernant les essais sur le visage, un dispositif permettant d'effectuer un serrage de part et d'autre du crâne avec centrage (flèches rouges) et un appui sur le menton (flèche bleue) a été mis en place (cf. figure 2.27). Dû au fait que le serrage ne peut être aussi important que sur l'avant bras et que l'appui du menton a une mobilité plus importante que les autres points d'appui, un mouvement parasite de $200\text{ }\mu\text{m}$ est obtenu.

A noter que globalement, les mesures sur les extrémités du corps (bras, jambes, têtes) sont assez facilement réalisables grâce à ces dispositifs. Les mesures sur le tronc sont plus délicates voir impossibles, car la respiration change sans cesse la distance entre la sortie du tube et la zone de mesure. Des règles graduées peuvent être ajoutées sur ces dispositifs afin d'avoir un repérage local de la zone de mesure.

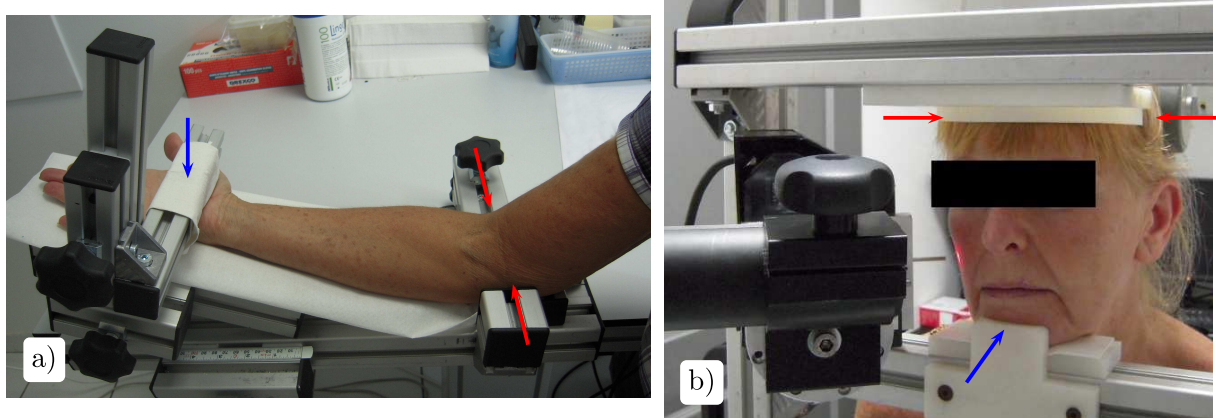


FIG. 2.27 – Bâtis mis en place sur a) l'avant bras et b) le visage.

2.2.4 Exploitation des essais

Comme décrit ci-dessus, le Tonoderm® permet d'effectuer soit un essai à force imposée, soit un essai à flèche imposée. Concernant l'essai à flèche imposée, nous ne nous sommes intéressés qu'à la force finale en fin d'essai permettant de générer une flèche donnée. Un travail sur l'évolution de la force dans le temps peut sûrement être fait afin d'apporter plus d'informations.

L'essai à force imposée est plus complet dans le sens où il permet de générer une sollicitation en fonction du temps plus complexe. Nous avons mis en place un essai appelé Rampe-Plateau-Coupeure (RPC) dont la description et les paramètres extraits sont décrits ci-dessous.

2.2.4.1 Paramètres directs

L'essai RPC consiste en l'application d'une force en suivant une certaine pente, puis le maintien de cette force pendant un temps donné, et enfin la coupure instantanée de la sollicitation afin d'observer le retour de la peau. Un exemple de forces et de flèches expérimentales et théoriques

est représenté figure 2.28. A noter que le dépassement de la force à la coupure sur le graphe a) n'est pas "physique"; il est dû au fait que l'électrovanne de sortie est fermée alors que le régulateur n'a pas encore reçu l'ordre de fournir un débit nul.

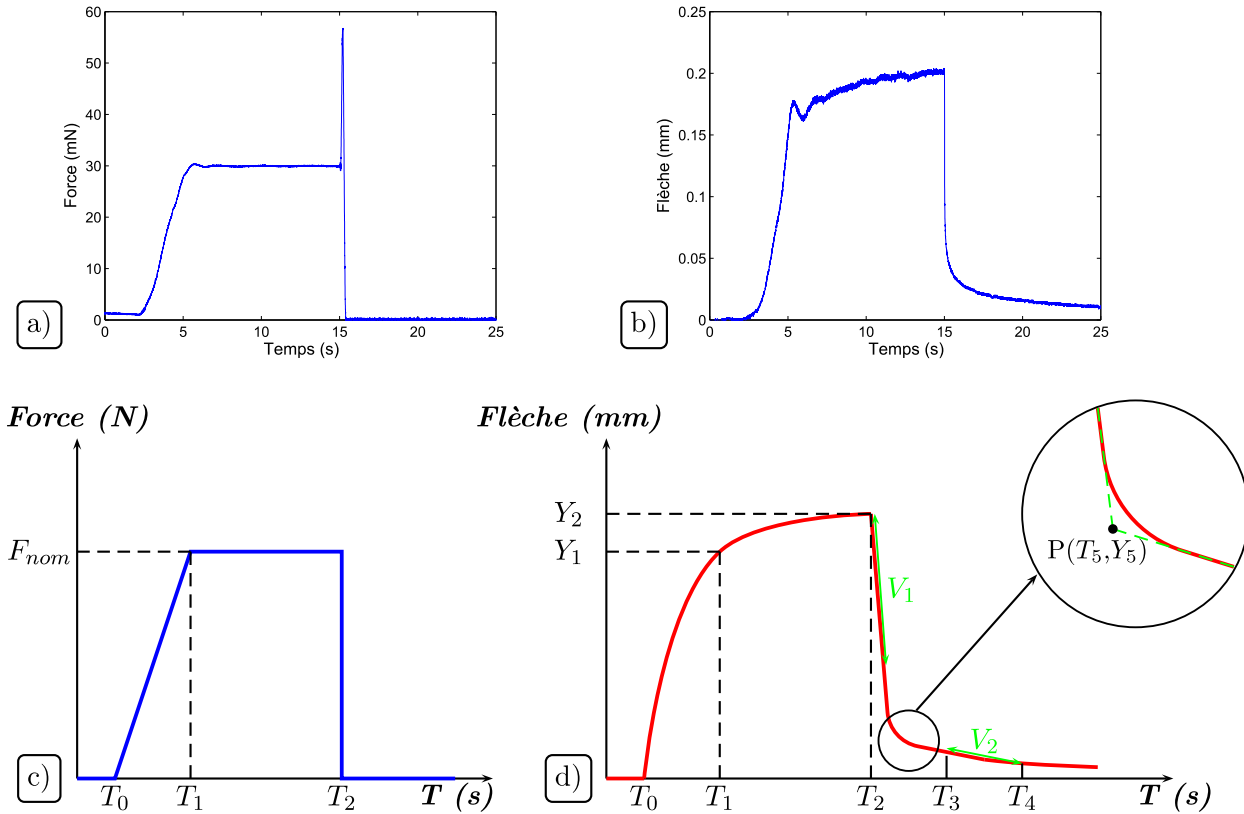


FIG. 2.28 – Exemple de force appliquée et de flèche mesurée lors d'un essai RPC. a) Force expérimentale. b) Flèche expérimentale. c) Force théorique. d) Flèche théorique.

Plusieurs paramètres peuvent être directement extraits de cette courbe notamment :

- Y_1 [mm], la flèche lorsque la force demandée est atteinte.
- Y_2 [mm], la flèche juste avant la coupure de la sollicitation.
- Y_3 [mm], définie comme la différence $Y_2 - Y_1$. Cette valeur représente le fluage total du matériau.
- V_1 [mm/s], la vitesse de retour du matériau sur la partie élastique du retour. Celle-ci est déterminée en calculant la droite passant au mieux par la courbe expérimentale pour des échantillons de tailles croissantes et en comparant l'erreur entre la droite théorique et expérimentale avec une valeur d'erreur seuil. Lorsque le seuil est dépassé, on considère que l'on a atteint la fin de la partie linéaire élastique. La vitesse V_1 est le coefficient directeur de la droite.
- V_2 [mm/s], la vitesse de retour du matériau après la partie élastique. Elle est déterminée en fittant la courbe entre deux temps T_3 et T_4 par une droite. Ces temps sont situés après l'inflexion de la courbe lors du retour, et donc n'auront pas la même valeur suivant le matériau mesuré. La vitesse V_2 est le coefficient directeur de la droite.

A partir des deux vitesses définies ci-dessus, on définit le point $P(T_5, Y_5)$ tel que :

- Y_5 [mm], la flèche correspondant au point d'intersection de V_1 et V_2 .
- T_5 [s], le temps correspondant au point d'intersection de V_1 et V_2 .

On calcule également A [°], l'angle entre les vitesses V_1 et V_2 . Ces trois derniers paramètres vont nous renseigner sur la forme de la courbe lors du retour.

Concernant ce retour naturel de la peau, un phénomène d'oscillation est parfois observé, notamment sur l'avant bras. La figure 2.29 montre un exemple de ce phénomène. Ce comportement ne peut être interprété simplement à l'aide d'un modèle à 1 Degré De Liberté (DDL) car les trois réponses possibles d'un tel système (cf. figure 2.30) montrent qu'aucune ne peut correspondre à un tel comportement. Il est également nécessaire de prendre en compte l'inertie du tissu, sans laquelle aucune oscillation n'est possible. Le modèle appliqué par [Kawahara2006] sur un fruit n'est par exemple plus valide.

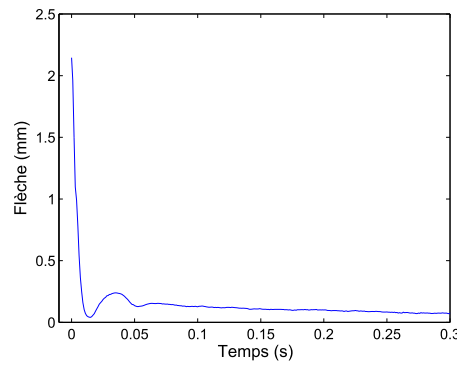


FIG. 2.29 – Exemple d'oscillation observée lors du retour libre de la peau ($t=0$: temps de coupure de la sollicitation).

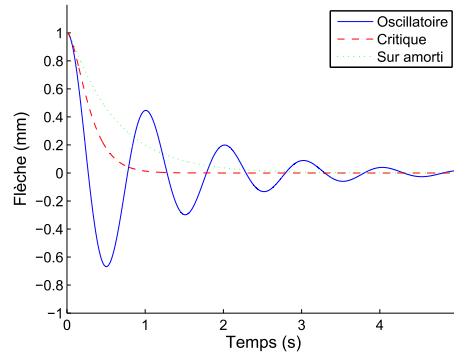


FIG. 2.30 – Régimes d'oscillation possibles d'un système à 1 DDL (conditions initiales : déplacement=1 mm, vitesse=0 mm/s).

Un modèle plus complexe à plusieurs DDL est donc nécessaire si l'on souhaite modéliser de manière réaliste le comportement.

2.2.4.2 Interprétation physique : calcul du module d'Young

Les paramètres décrits précédemment ne tiennent pas compte de la forme des champs de pressions créés par le jet. Une approche analytique permettant le calcul du module d'Young réduit obtenu par cet essai a donc été menée.

On se place dans le cas élastique en considérant un massif semi infini. On considère que la pression est appliquée sur une surface circulaire S_1 [m²] de rayon a_2 [m] et de centre O_1 . On note r_2 [m] la distance entre le centre et un point B_1 . La position entre B_1 et un autre point de la surface C_1 est projeté dans le système de coordonnées (B_1, ϕ_1, s_1) . On note t_1 [m] la distance $(O_1 C_1)$ [Johnson1987]. Toutes ces grandeurs sont représentées figure 2.31.

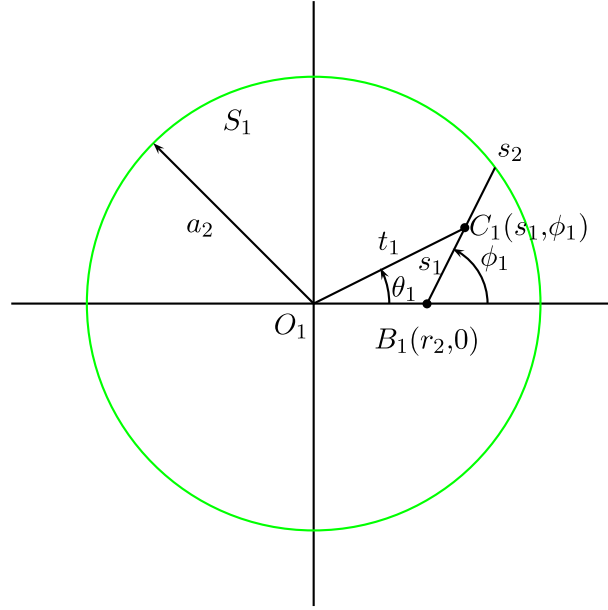


FIG. 2.31 – Géométrie et paramètres de la zone d'application de la pression.

Dans le cas où le champ de pressions $p(r_2)$ est exprimé sous la forme :

$$p_p(r_2) = p_0 \cdot a_2^{1-2m} \cdot (a_2^2 - r_2^2)^{m-1/2} \quad (2.41)$$

avec m un entier et p_0 une pression, on peut montrer que le déplacement en surface $u_z(r_2)$ s'exprime par [Johnson1987] :

$$u_z(r_2) = \frac{1 - \nu^2}{\pi E} \frac{p_0}{a_2^{2m-1}} \int_0^{2\pi} d\phi \int_0^{s_2} (\alpha^2 - 2\beta s_r - s_r^2)^{m-1/2} ds_1 \quad (2.42)$$

avec :

$$\alpha^2 = a_2^2 - r_2^2 \quad (2.43)$$

$$\beta = r_2 \cos \phi_1 \quad (2.44)$$

s_r étant la racine positive du polynôme $\alpha^2 - 2\beta s_1 - s_1^2$. Dans notre cas, on se place au centre de la surface soit $r_2=0$. On peut alors montrer à partir de 2.42 que l'on a :

$$u_z(r_2 = 0) = \frac{1}{E^*} \frac{1}{\pi} \frac{p_0}{a_2^{2m-1}} 2\pi A_1 \quad (2.45)$$

$$A_1 = \int_0^{a_2} (a_2^2 - s^2)^{m-1/2} ds \quad (2.46)$$

avec $E^* = E/(1 - \nu^2)$ le module réduit [Pa]. L'intégrale A_1 est évaluée numériquement. On va ainsi pouvoir, connaissant le chargement et la flèche maximale obtenue, calculer le module réduit E^* .

La détermination des valeurs de m et p_0 permettant d'exprimer au mieux les champs de pressions expérimentaux (cf. figure 2.26) est faite à l'aide d'un programme développé sous Matlab®. Ce programme permet d'identifier les valeurs m et p_0 minimisant l'écart entre la courbe expérimentale et la courbe théorique au sens des moindres carrés. Les valeurs trouvées sont table 2.7. Un exemple de courbe expérimentale et de courbe fittée par cette méthode pour un débit de 10 LN/min est représenté figure 2.32. Une comparaison des profils de pressions dans le cas d'un indenteur sphérique ($m=1$), cylindrique ($m=0$) et dans le cas du jet d'air ($m=29$) pour une même force totale est également représentée sur cette figure. On note une différence de forme importante entre ces trois profils.

Débit (LN/min)	6	8	10	12	14	16	18	20
p_0	670.98	1102.7	1732	2550.7	3513.7	4618.2	5848.3	7242.7
m	28	28	29	30	31	32	33	34

TAB. 2.7 – Paramètres de fittage des profils de débits.

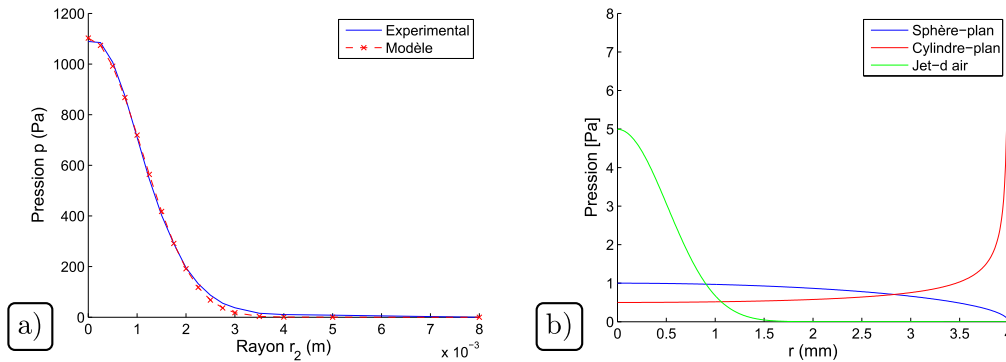


FIG. 2.32 – a) Exemple de profil de pressions expérimental fitté par le profil défini équation 2.41. b) Profils de pressions pour une même force et un même rayon de contact pour un indenteur sphérique, un indenteur cylindrique et le jet d'air sur un plan.

Afin de valider la théorie développée ci-dessus, une comparaison entre le module mesuré par cette approche et celui mesuré en indentation classique sur un matériau inerte (plaque de silicone) a été faite. On choisit d'utiliser un indenteur sphérique, les relations permettant le calcul du module d'Young et de l'influence de l'aspect adhésif du contact étant clairement

établies. Dans le cas d'une indentation d'un massif semi infini élastique, le module d'Young réduit est ainsi donné par [Loubet1984], [Sneddon1965] :

$$E^* = \frac{K}{2r_c} \quad (2.47)$$

avec K [N/m] la raideur du contact mesurée sur la courbe retour (cf. figure 1.13) et r_c [m] le rayon de contact. Dans le cas d'un matériau non adhésif, r_c est donné par :

$$r_c = \sqrt{\delta R_1} \quad (2.48)$$

avec R_1 [m] le rayon de l'indenteur et δ (m) la profondeur d'indentation. De la même façon que la peau, le silicone utilisé présente un comportement adhésif non négligeable qui va influencer l'aire de contact. Cet effet d'adhésion est pris en compte en utilisant la théorie développée par [Johnson1971]. Le rayon de contact adhésif $r_{c,adh}$ [m] est ainsi donné par :

$$r_{c,adh} = \sqrt[3]{\frac{3}{4} \frac{R}{E^*} (F_N + 2F_{adh} + 2\sqrt{F_{adh}(F_N + F_{adh})})} \quad (2.49)$$

avec F_N [N] la force totale appliquée et F_{adh} [N] la force adhésive mesurée lors de la rupture du contact.

Les mesures ont été réalisées avec des forces maximales pour les deux dispositifs de 10, 20, 30, 40, 50 et 60 mN. Le rayon de l'indenteur sphérique est de 12.7 mm et la vitesse d'enfoncement utilisée est de 0.2 mm/s. Un essai RPC est réalisé en indentation sans contact, avec comme temps de rampe 1 s et comme temps de plateau 2 s. Ces paramètres permettent d'obtenir des temps d'essais comparables avec les deux approches. La flèche Y_1 est utilisée dans le calcul du module défini par l'équation 2.45 afin de rester au plus près de l'hypothèse élastique formulée. Les résultats obtenus par la théorie sans contact, avec contact non adhésif et avec contact adhésif sont représentés figure 2.33.

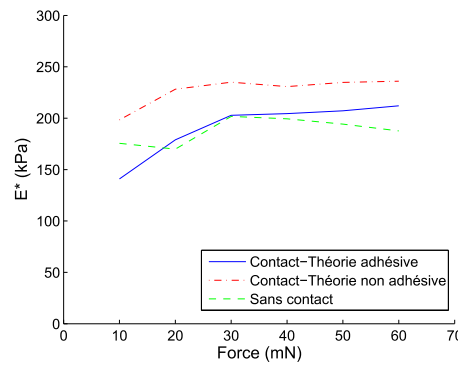


FIG. 2.33 – Modules mesurés par Tonoderm® et par indentation sur silicone.

On observe un ordre de grandeur similaire pour les trois approches. Toutefois, on voit une plus grande corrélation entre la théorie sans contact et celle du contact adhésif. Ces résultats

confirment la validité de la théorie sans contact développée et montrent que les effets d'adhésion qui doivent être pris en compte lors de la mesure avec contact n'influent pas la mesure sans contact.

Une différence pour la force de 10 mN est toutefois observée ; on se situe ici à la limite de la sensibilité des appareils (enfoncement très faible). On peut noter également une baisse de module pour la mesure sans contact avec les forces les plus importantes. Une explication possible est que les champs de pressions utilisés ont été mesurés sur une surface rigide plane. La déformation du matériau doit sûrement modifier ces profils de pressions. Cette approche doit donc être appliquée pour de faibles déformations.

2.2.5 Résultats

2.2.5.1 Etude du vieillissement

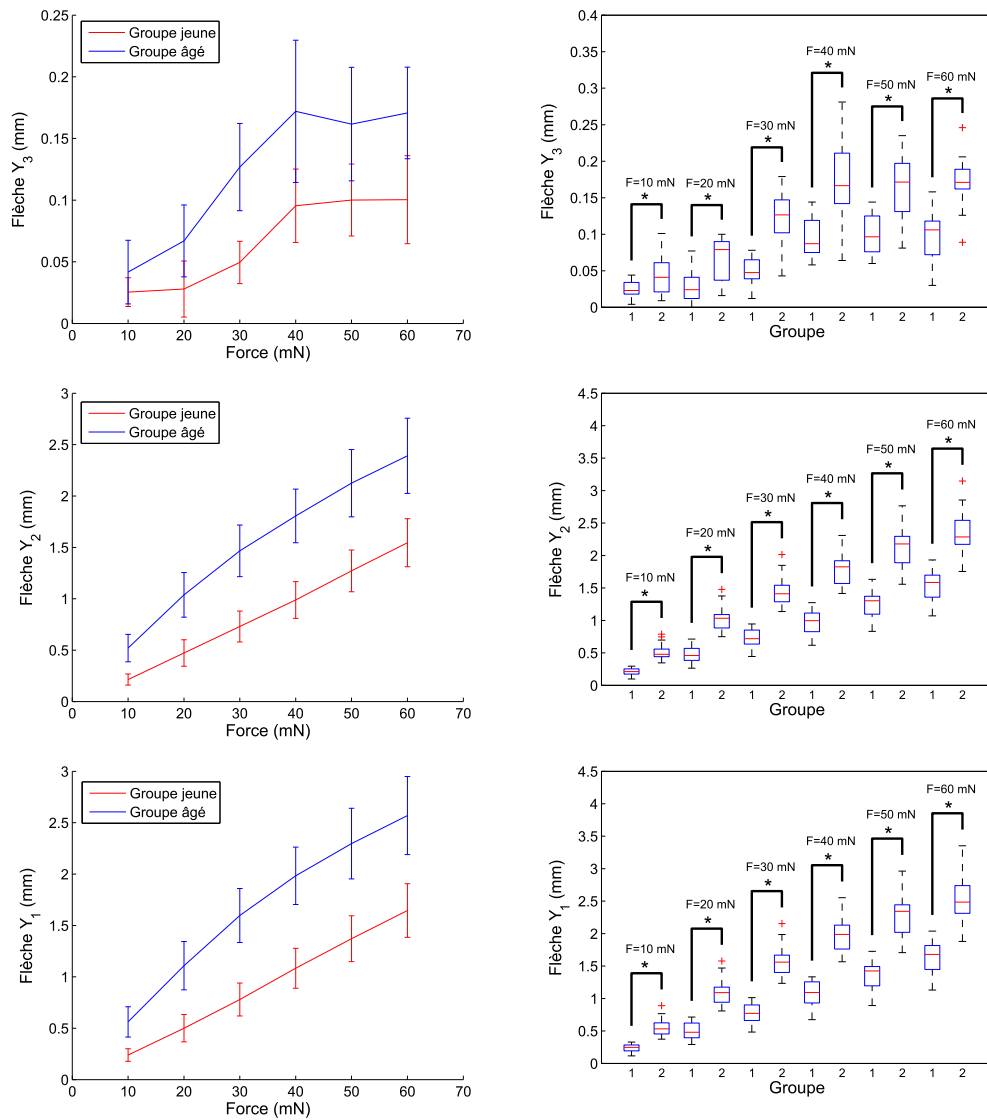
Afin d'étudier l'influence de l'âge sur les mesures effectuées par le Tonoderm®, une étude a été menée sur un panel composé d'un groupe jeune (14 sujets, âge 23.2 ± 1.6) et d'un groupe âgé (14 sujets, âge 60.4 ± 2.4) de sujets de sexe féminin, d'origine caucasienne, présentant un phototype 2 à 3 et d'IMC compris entre 20 et 27. Afin de minimiser l'influence de l'hypoderme sur la mesure, le recrutement a été effectué de manière à ce qu'aucune différence significative d'IMC entre les deux groupes ne soit observée. En plus de l'essai Tonoderm®, une mesure de l'épaisseur de la peau a été réalisée par échographie (Dermcup Bio-083, sonde 25 MHz) en mode B.

La zone de mesure a été prise sur la face intérieure de l'avant bras à une distance de 6 cm du coude. Le bâti décrit section 2.2.3 est utilisé. L'essai sans contact effectué est du type RPC avec six forces d'impact différentes (10, 20, 30, 40, 50 et 60 mN), un temps de rampe de 2 s, un temps de plateau de 5 s et une observation du retour pendant 10 s. Pour chaque essai, la moyenne de trois mesures est prise. La distance jet-zone est de 10 mm.

L'analyse ANOVA décrite en section 2.1.3 a été effectuée sur les paramètres mécaniques mesurés ainsi que sur la mesure de l'épaisseur de la peau. Une représentation Box Plot des résultats pour les deux groupes pour chaque force est faite (chaque résultat d'une même force est relié par une barre de liaison noire), et une représentation de l'évolution de chaque paramètre en fonction de la force par une courbe moyenne \pm écart type est également réalisée. Lorsque la différence entre les groupes est significative ($p < 0.05$), une étoile (*) est mise au-dessus de la barre de liaison.

Les résultats montrent une différence significative au niveau des flèches Y_1 et Y_2 pour toutes les forces. L'enfoncement est plus important pour le groupe âgé que pour le groupe jeune (cf. figure 2.34). Une différence de comportement sur la forme de la courbe est également observée, avec un comportement linéaire pour le groupe jeune et non linéaire pour le groupe âgé. Une différence significative entre les deux groupes est observée pour toutes les forces au niveau de la flèche Y_3 représentant le fluage total du matériau (cf. figure 2.34). On observe également pour ce paramètre une évolution non linéaire suivant la force appliquée.

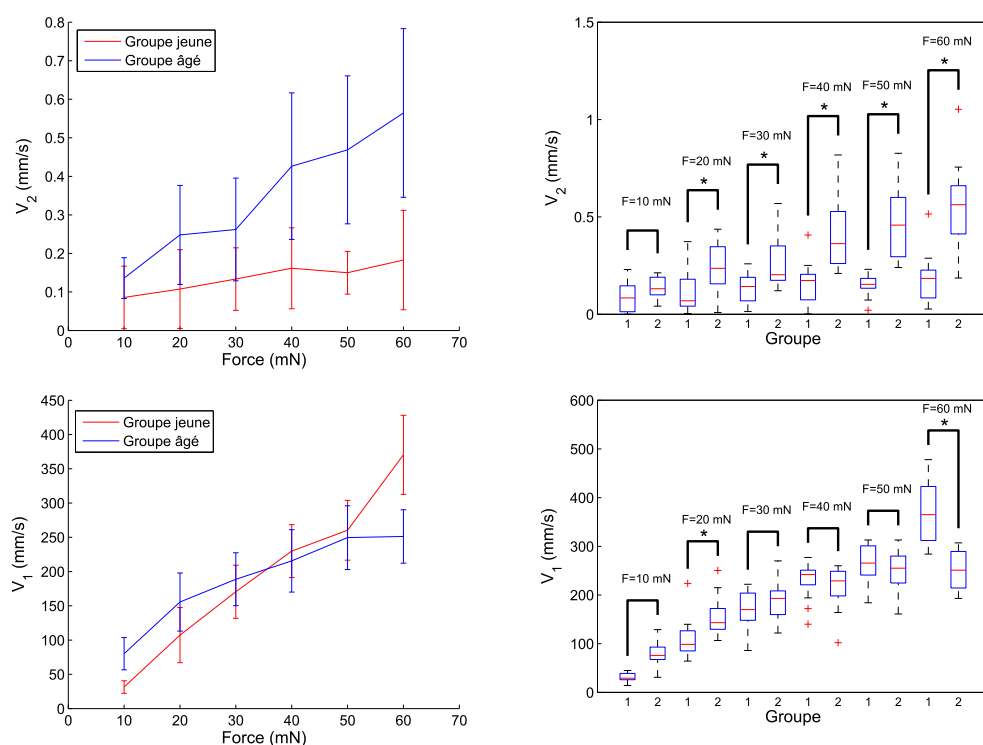
Concernant la vitesse de retour instantanée V_1 , la description des résultats obtenus est plus complexe. Pour de faibles charges, une peau âgée revient plus vite qu'une peau jeune. Le phénomène s'inverse pour des charges plus élevées (cf. figure 2.35). Une différence significative est observée uniquement pour les forces de 20 et 60 mN. Concernant la vitesse V_2 , le calcul décrit ci-dessus s'est fait entre les temps $T_3 = 0.1$ s et $T_4 = 0.2$ s après coupure du jet. Les

FIG. 2.34 – Flèches Y_1 , Y_2 et Y_3 .

résultats montrent une vitesse de retour plus importante pour une peau âgée que pour une peau jeune. Une différence significative est observée pour toutes les forces exceptée celle de 10 mN.

Les résultats concernant le calcul du point d'intersection entre les vitesses V_1 et V_2 montrent une flèche Y_4 significativement plus importante pour le groupe âgé que pour le groupe jeune pour toutes les forces, et un temps T_4 plus important pour le groupe âgé que pour le groupe jeune pour toutes les forces exceptée la force de 10 mN. L'angle entre les deux vitesses est également plus grand pour le groupe âgé que pour le groupe jeune (cf. figure 2.36).

Le calcul de l'épaisseur de l'ensemble derme-épiderme s'est fait à l'aide d'un logiciel spécifique développé en langage Matlab®. Celui-ci permet la saisie d'un nombre défini de points sur la jonction gel-épiderme, ainsi que sur la jonction derme-hypoderme. Les courbes passant au mieux par ces points sont déterminées (courbes de type polynôme d'ordre défini) et l'épaisseur

FIG. 2.35 – Vitesses V_1 et V_2 .

Groupe	Epaisseur (mm)
Jeune	1.094 ± 0.128
Agé	1.033 ± 0.108

TAB. 2.8 – Epaisseur de l'ensemble derme-épiderme mesurée.

moyenne est ainsi calculée (cf. figure 2.37). Les résultats sont reportés tableau 2.8. Aucune différence significative entre les deux groupes n'est observée.

Le calcul du module d'Young réduit a été fait par l'approche décrite ci-dessus. Les résultats figure 2.38 montrent un module significativement supérieur pour le groupe jeune par rapport au groupe âgé.

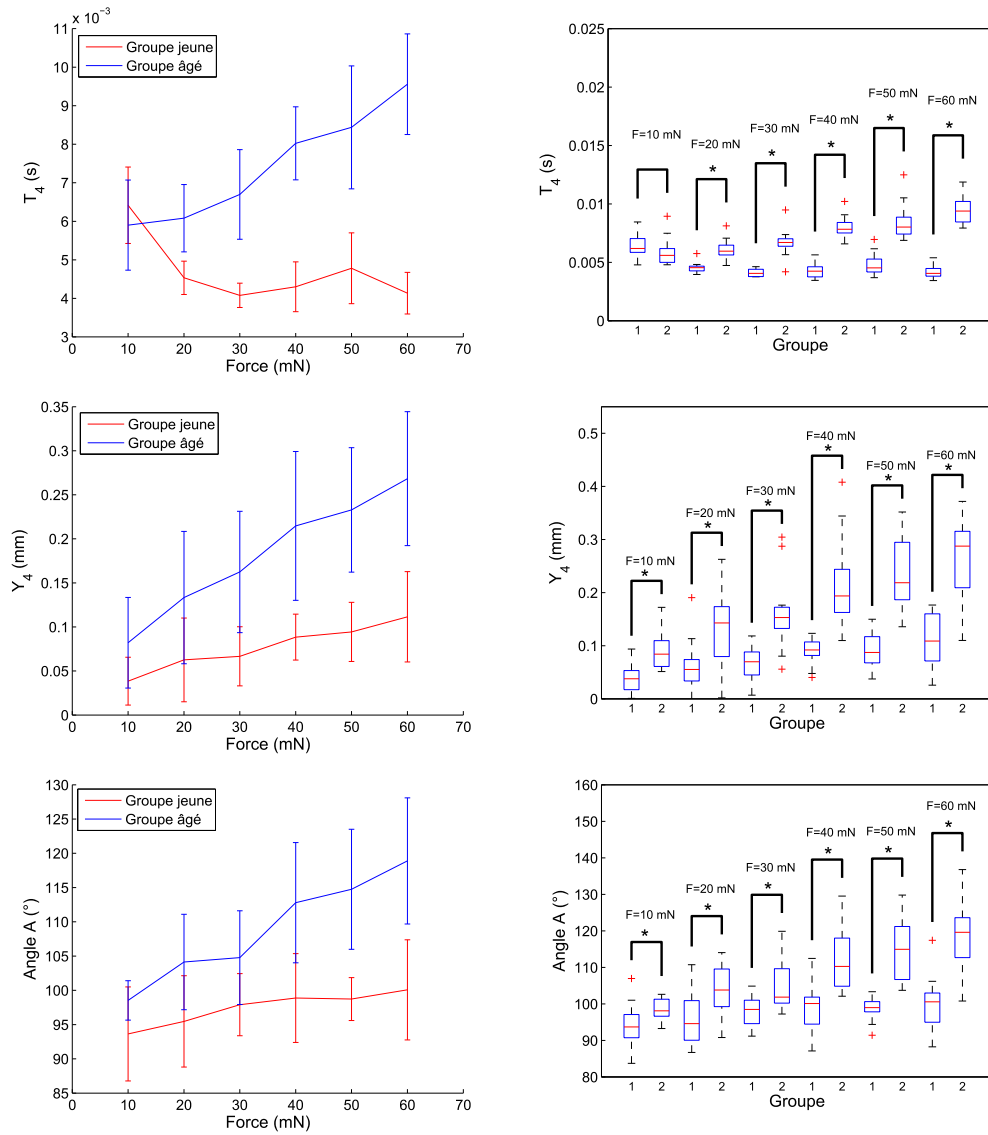


FIG. 2.36 – Temps T_5 et flèche Y_5 du point d'intersection P , et angle A .

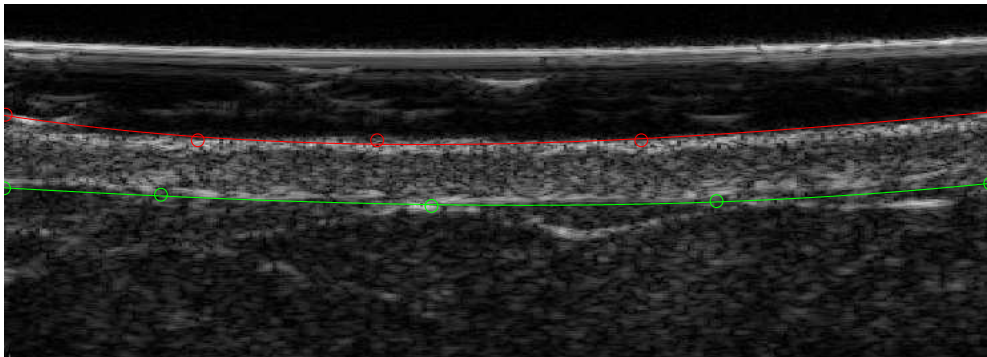


FIG. 2.37 – Exemple de mesure de l'épaisseur de l'ensemble épiderme-derme avec cinq points. Ligne rouge : limite gel-épiderme. Ligne verte : limite derme-hypoderme.

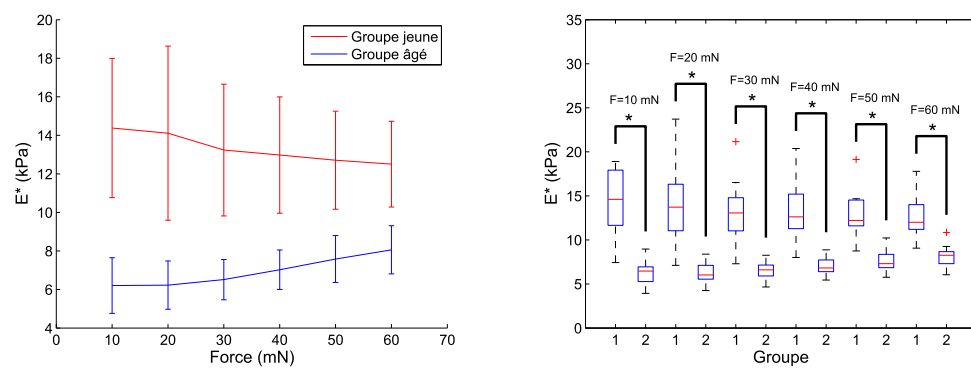


FIG. 2.38 – Module d'Young réduit mesuré.

2.2.5.2 Etude d'un effet produit

L'étude précédente avait pour but d'évaluer les capacités du Tonoderm® à quantifier le vieillissement cutané. Une étude permettant l'observation d'un effet produit a pu être mise en place. Elle concerne l'étude de l'influence d'un rouge à lèvres appliqué sur la lèvre inférieure. Cette zone est très éloignée au niveau structure de la plupart des zones habituellement testées. Toutefois, elle a "l'avantage" d'être une des plus complexe du corps à cause de sa courbure élevée et de sa localisation sur le visage. Cette étude va donc permettre d'observer si l'appareil développé est capable d'évaluer un effet produit dans des conditions de mesure difficiles.

Le protocole mis en place comprend 30 sujets, de sexe féminin, âgés de 22 à 66 ans. Le bâti décrit section 2.2.3 a été utilisé, avec en plus une caméra sur le coté permettant d'améliorer le repositionnement du sujet (cf. figure 2.39).

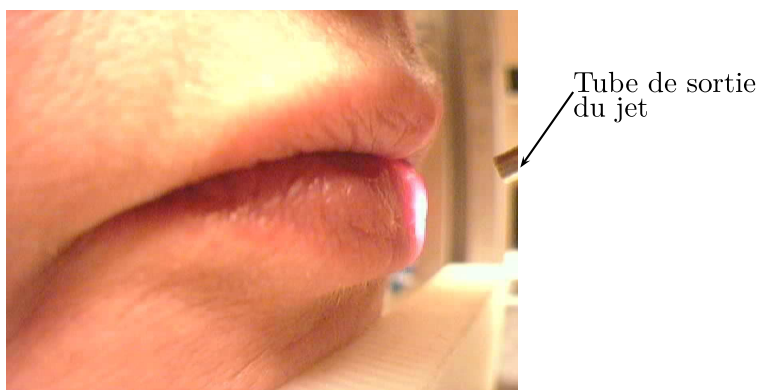


FIG. 2.39 – Vue de la caméra de repositionnement lors d'un essai sur lèvre.

Les mesures effectuées sont :

- Mesure RPC avec une force imposée de 10 mN et 30 mN (temps de rampe 2 s, temps de plateau 5 s).
- Mesure à débit imposé, avec une flèche imposée de 1 mm pendant 10 s.

La distance jet-zone est de 10 mm. Les essais ont été réalisés avant application du produit, puis 10 minutes après application. Seules les flèches maximales obtenues lors de l'essai RPC et la force finale nécessaire à l'obtention d'une flèche de 1 mm sont présentées.

Les résultats concernant la flèche maximale en essai RPC montrent pour les deux forces une augmentation significative après application du produit (cf. figure 2.41). Ce phénomène est confirmé par une baisse significative de la force nécessaire pour obtenir une flèche de 1 mm après application du produit (cf. figure 2.41).

Il est intéressant de noter que sur cette zone, aucune oscillation secondaire n'est observée lors du retour libre de la peau. On peut alors envisager d'utiliser un modèle simple sans inertie pour trouver les caractéristiques visco élastiques de la peau.

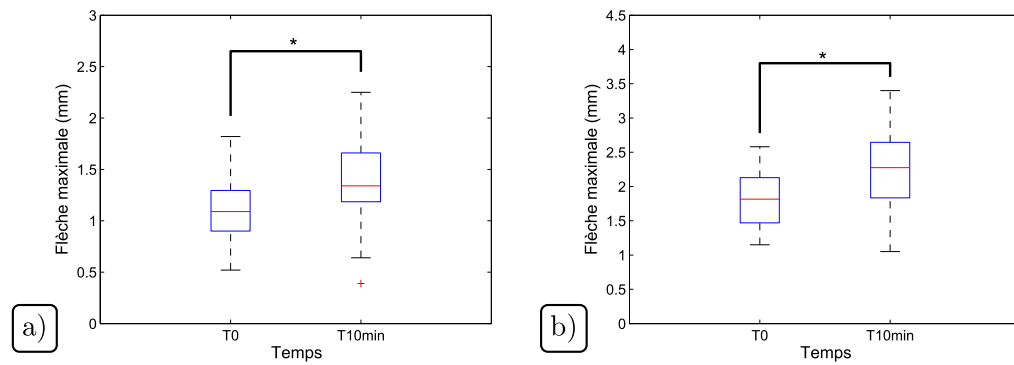


FIG. 2.40 – Essai RPC sur la lèvre. Comparaison des flèches maximales pour une force de a) 10 mN et b) 30 mN.

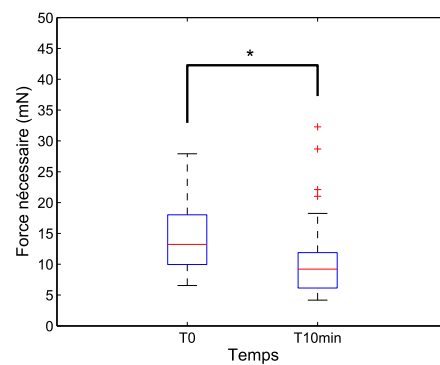


FIG. 2.41 – Essai à flèche imposée sur la lèvre. Comparaison de la force nécessaire pour un enfoncement de 1 mm.

2.2.6 Discussion et synthèse

Avant de discuter les résultats obtenus, quelques observations globales peuvent être faites sur le dispositif d'indentation sans contact développé.

L'absence de contact physique entre la zone de mesure et le dispositif donne une apparente facilité de mise en place vis-à-vis du dispositif d'indentation dynamique. Une attention particulière à cette étape doit toutefois être accordée afin d'avoir un jet le plus perpendiculaire possible à la zone de mesure, une erreur entraînant une sollicitation tangentielle et donc un glissement des tissus.

Un avantage certain de ce dispositif est qu'il n'existe aucun risque d'endommagement de l'appareil par chocs, contrairement aux dispositifs d'indentation avec contact sur lesquels l'indenteur est monté sur un ou plusieurs capteurs d'effort en général très sensibles donc très fragiles.

L'absence de contact évite également toute procédure de nettoyage ou stérilisation de l'appareil entre chaque sujet.

D'un point de vue général l'utilisation est assez aisée. L'étude menée sur les lèvres a été effectuée par deux techniciennes. Seule 1/2 journée de formation a été nécessaire avant qu'elles soient autonomes pour réaliser les mesures.

L'inconvénient principal de la méthode ne réside pas dans l'appareil lui-même, mais sur le fait qu'il est nécessaire d'immobiliser correctement le sujet afin de garder une distance constante entre la sortie du jet et la zone de mesure lors de l'essai. Une zone comme l'avant bras ne pose pas de problème majeur, puisque ce membre est assez bien découplé de la cage thoracique. Le visage est une zone un peu plus délicate, et toute zone située sur le tronc n'est pour l'instant pas exploitable. A noter que ce problème apparaît également dans les autres dispositifs d'indentation et plus généralement pour les dispositifs non solidaires de la zone de mesure.

Les résultats de l'étude en fonction de l'âge donnent globalement la même tendance que les résultats trouvés en indentation dynamique : on observe une flèche plus importante pour une même pression chez un sujet âgé comparé à un sujet jeune, traduisant une raideur apparente plus faible avec l'âge. Une différence allant de 134.9 % pour une force de 10 mN à 56.2 % pour une force de 60 mN est observée pour la flèche Y_1 , et une différence allant de 143.2 % pour une force de 10 mN à 54.7 % pour une force de 60 mN pour la flèche Y_2 . A noter qu'une force de 10 mN engendre une déformation de quelques centaines de microns seulement, ce qui semble être la limite de la méthode si l'on souhaite obtenir un rapport signal sur bruit (dû aux mouvements parasites du sujet) correct.

La flèche Y_3 nous permet d'obtenir une information sur le comportement visqueux de la peau. On observe tout d'abord un fluage plus important sur une peau âgée ce qui est cohérent avec les données de la littérature attribuant une part visqueuse plus importante à une peau âgée vis-à-vis d'une peau jeune. Il est également intéressant de noter que l'évolution de ce paramètre semble passer par une transition entre une force de 20 à 40 mN pour arriver à un plateau. Ce phénomène peut sûrement s'expliquer par le fait que les couches sous jacentes ne sont pas sollicitées pour de faibles charges, mais vont progressivement participer à la réponse avec l'augmentation de la charge. Les enfoncements obtenus pour une charge de 60 mN allant de 1.5 à 2.5 mm, on peut s'attendre à avoir une part non négligeable de la réponse provenant de l'hypoderme et des muscles sous jaccents. Il est intéressant de noter que le paramètre direct correspondant à la partie visqueuse du comportement en indentation dynamique, l'amortissement C , n'avait pas fait apparaître de différences avec l'âge ; seule l'interprétation physique par le calcul de $\tan \delta$ avait fait apparaître une différence. L'amplitude des sollicitations n'étant

pas du même ordre, il conviendrait toutefois de comparer les deux méthodes en effectuant une indentation dynamique avec une amplitude de plusieurs centaines de microns.

La vitesse de retour instantanée V_1 fait apparaître une différence de comportement entre la peau jeune et la peau âgée. Il est assez délicat d'interpréter ce qu'il se passe physiquement. Une hypothèse probable est que les tissus sous jacents sont plus élastiques chez une personne jeune et donc contribuent à augmenter la vitesse de retour instantanée lorsque l'enfoncement augmente vis-à-vis des tissus d'une personne âgée. Ce point reste à développer.

La vitesse V_2 montre quant à elle une tendance constante pour les différentes forces entre les deux groupes, à savoir une vitesse supérieure pour le groupe âgé par rapport au groupe jeune. Il nous semble indispensable pour effectuer une interprétation correcte de ce paramètre de le combiner aux temps et flèches du point P, intersection de V_1 et V_2 . On voit que la flèche à ce point est plus importante pour une personne âgée qu'une personne jeune. Rapporté en pourcentage de la flèche totale, on voit qu'à partir de 20 mN le retour instantané est plus faible pour le groupe âgé que le groupe jeune (cf. tableau 2.9).

Groupe	F=10 mN	F=20 mN	F=30 mN	F=40 mN	F=50 mN	F=60 mN
Jeune	83.9	87.5	91.5	91.8	93.1	93.2
Agé	83.4	88.0	89.8	89.2	89.9	89.6

TAB. 2.9 – Pourcentage de flèche récupérée au point P.

Cela montre que la peau jeune a un retour élastique instantané plus important par rapport à une peau âgée. Une fois ce retour effectué, il reste plus de flèche à parcourir à la peau âgée qui est toujours dans sa transition entre la partie élastique et la partie visqueuse, et qui continue donc à revenir plus vite que la peau jeune qui est quasiment retournée à son état normal. Ce comportement est confirmé par le paramètre A qui est plus important pour la peau âgée, et montre donc une courbe plus ouverte chez une personne âgée qu'une personne jeune. Un schéma de ces observations est figure 2.42.

L'interprétation physique en terme de module d'Young réduit montre un module plus important chez une personne jeune. On observe une légère croissance pour le groupe âgé, et une légère décroissance pour le groupe jeune. Il convient de garder à l'esprit que les déformations engendrées dans les forces élevées sont importantes, conduisant certainement à une erreur sur les champs de pressions utilisés. On peut également supposer qu'une peau jeune ne va pas se déformer suivant le même profil qu'une peau âgée, engendrant là aussi une variation sur les champs de pressions. Les ordres de grandeurs trouvés restent toutefois dans la même gamme pour toutes les forces. La comparaison avec les modules trouvés en indentation dynamique montre une très bonne cohérence entre les deux dispositifs (7.1 à 10.7 kPa en DMA et 6.3 à 15.8 kPa avec le Tonoderm®).

Concernant l'étude de l'effet produit sur les lèvres, les résultats ont clairement mis en évidence la capacité du dispositif à évaluer un effet produit sur une zone à géométrie très complexe. Cette étude montre également que le test de relaxation impliquant l'asservissement du jet est valide pour des mesures *in vivo*.

En conclusion, ce dispositif s'est révélé très efficace pour quantifier les propriétés mécaniques de la peau. L'utilisation générale étant assez aisée, il peut devenir un outil d'aide à l'évaluation clinique intéressant. Les résultats obtenus sont comparables à ceux trouvés en indentation dynamique et permettent de situer les propriétés mécaniques mesurées, à savoir l'état général de tension de la peau sur le corps. De nombreux paramètres restent à exploiter ; ils seront

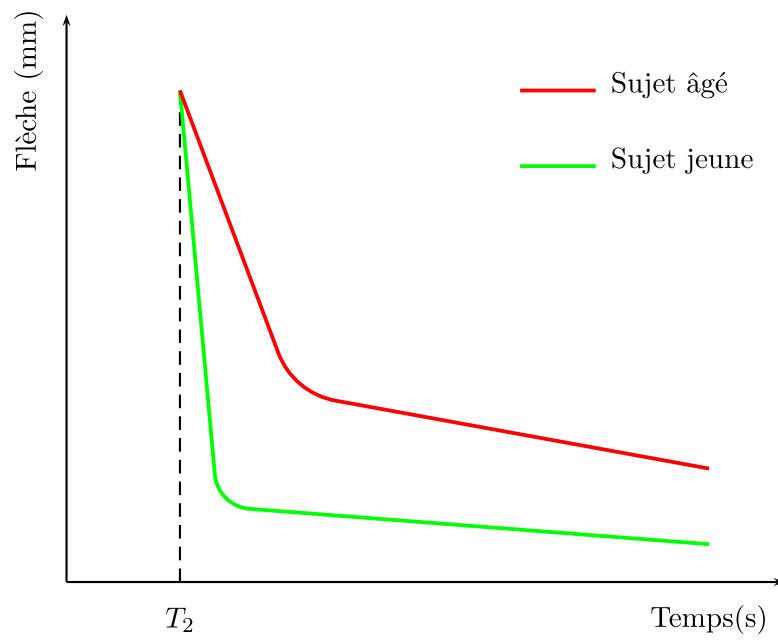


FIG. 2.42 – Représentation du comportement lors du retour pour un sujet jeune et un sujet âgé.

évoqués dans le dernier chapitre.

Chapitre 3

Mesure dans le plan tangentiel au tissu cutané

3.1 Introduction

Ce chapitre va s'intéresser à l'instrumentation des gestes d'extension-compression à partir d'un essai d'extensométrie. Cet essai est radicalement différent de ceux développés dans le chapitre précédent dans le sens où le tissu cutané est sollicité dans un plan tangentiel et de manière directionnelle permettant ainsi une évaluation de son anisotropie. Les différents dispositifs existants ont permis de cerner les principales caractéristiques à imposer au développement d'un nouvel appareil afin d'atteindre les objectifs de la thèse et d'améliorer les connaissances sur la peau. Il nous semble notamment important de maîtriser un maximum de paramètres et de mesurer simultanément les efforts et les champs de déplacements de la zone sollicitée. Le cahier des charges de départ est le suivant :

- Mesure et maîtrise des efforts normaux appliqués par les patins.
- Mesure des efforts tangentiels appliqués par les patins.
- Essais en extension et compression.
- Vitesse de déplacement des patins supérieure à 1 mm/s.
- Écartement des patins sur une plage de 2 à 25 mm.
- Visualisation et enregistrement en continu de la zone sollicitée.
- Mesure du plissement lors d'un essai de compression.
- Possibilité de faire varier la taille des patins.

La mesure de l'effort tangentiel paraît évidente ; la mesure de l'effort normal peut sembler inutile dans ce type d'essai. Elle nous semble cependant importante car elle va permettre de minimiser l'influence des tissus sous jacents notamment lors d'un essai de compression par application d'un effort aussi faible que possible. Cette maîtrise de l'effort normal va également permettre de minimiser l'effet de bombage engendré par l'appui des patins qui peut provoquer une variation du déplacement hors plan de la zone de mesure et donc une erreur sur la mesure des champs de déplacements. [Lim2008] souligne notamment l'importance de cet effort lors de l'utilisation de son appareil pourtant très léger (poids total inférieur à 2.5 N). Les différentes parties du dispositif ainsi que les méthodes développées sont décrites ci-dessous.

3.2 Dispositif et méthodes

3.2.1 Partie mécanique

Le dispositif développé comprend un patin fixe (1) et un patin mobile (2). Ce choix permet de découpler, pour le patin fixe, la réponse du matériau provenant de la zone sollicitée entre les patins de l'effort provenant de la réponse du tissu situé autour des patins. La taille des patins peut être de 10×10 , 20×20 ou 45×20 mm², et leur fixation sur la peau se fait par adhésif double face. Afin de faciliter le changement de patins, plusieurs jeux sont prévus et leur montage se fait à l'aide d'une vis sur des traverses (3) où sont réalisées une encoche de centrage. Chaque traverse est montée sur un capteur d'effort tangentiel (4) et un capteur d'effort normal (5). Ces capteurs d'effort sont à jauges de déformation montées en pont complet de Wheatston et sont compensés en température.

Le déplacement du patin mobile est assuré par une table de translation micrométrique motorisée (6) (M112-1DG, Physik Instrumente) composée d'un chariot coulissant (6a) et d'un bâti fixe (6b). La motorisation est réalisée par un moto réducteur à courant continu et un système vis-écrou. Le déplacement est mesuré par des codeurs situés en sortie du réducteur.

La partie fixe de la platine ainsi que le capteur d'effort normal du patin fixe sont directement fixés sur le bâti (7). Afin de régler l'effort normal appliqué par les patins, le bâti (7) est monté sur une platine de translation manuelle (8) (M-125, Physik Intrumente) dont l'axe est perpendiculaire au plan des patins. Cette platine est fixée sur un plateau rotule (9) (M-RN-86, Newport) permettant le réglage du parallélisme entre la zone mesurée et le plan d'appui des patins. L'ensemble est monté soit sur une table (10) réglable en \vec{X} , \vec{Y} et \vec{Z} , soit sur un bâti colonne similaire à celui utilisé avec le dispositif d'indentation dynamique et le Tonoderm®. L'ensemble des éléments décrits ci-dessus sont représentés sur la figure 3.1 et les photos figure 3.2.

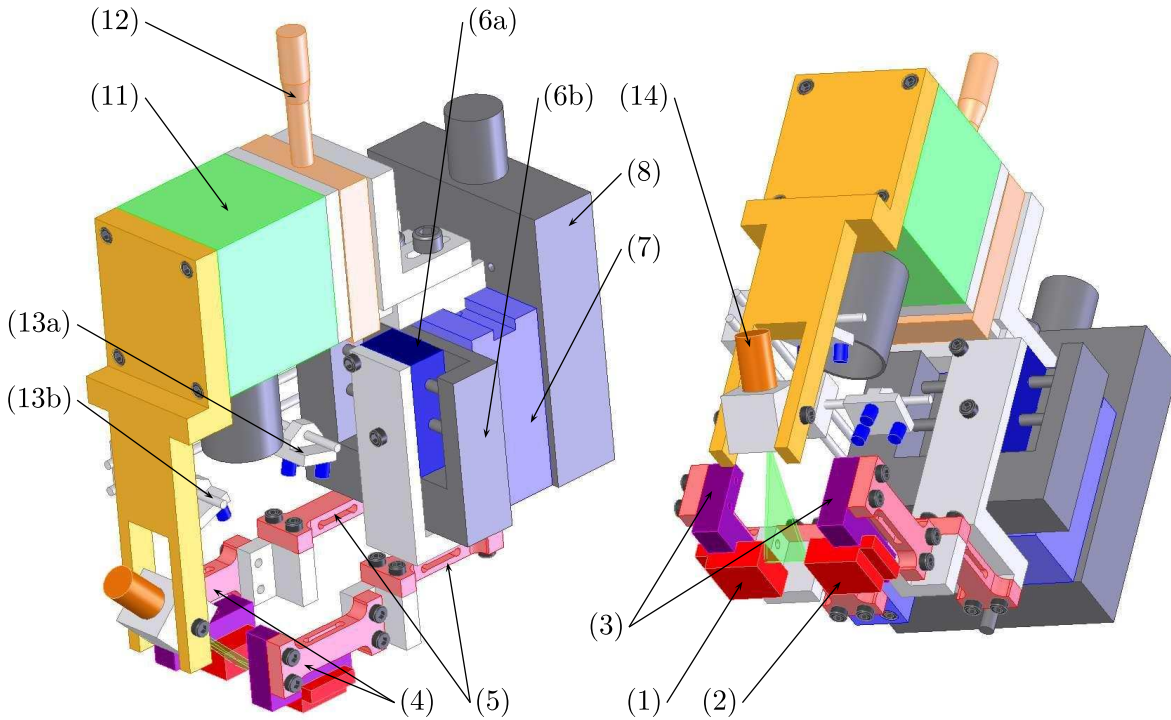


FIG. 3.1 – Vues 3D du dispositif développé.

3.2.2 Partie optique

La visualisation de la zone sollicitée se fait par une caméra (11) (DMK 41BU02.H, The Imaging Source) située au dessus des patins avec un objectif (MR03/8, Linos) fixé sur une bague d'épaisseur 5 mm. La caméra est montée sur le bâti (7) par l'intermédiaire d'une table de translation micrométrique (12) (M-UMR5, Newport) pour la mise au point de la distance focale. Le capteur CCD fournit une réponse pour des longueurs d'onde allant de 400 à 1000 nm, avec un pic de sensibilité à 515 nm. Plus la longueur d'onde d'éclairage est faible, moins la lumière pénètre dans la peau (cf. section 1.3.1). Les phénomènes de diffusion à l'intérieur de la peau seront donc minimisés pour de faibles longueurs d'ondes, et l'information perçue par le capteur CCD proviendra majoritairement de la surface de la peau et non des tissus sous

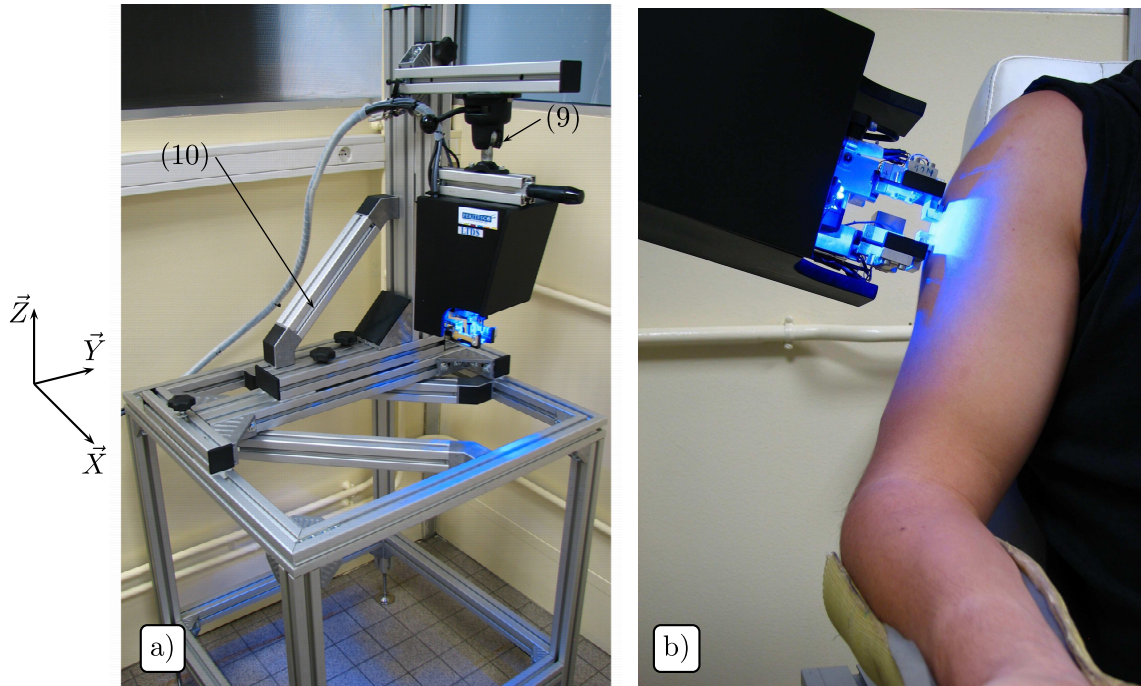


FIG. 3.2 – a) Vue globale du dispositif développé monté sur le bâti. b) Exemple de mesure sur le bras.

jacents. Le choix de l'éclairage s'est donc porté sur une lumière bleue ($\lambda=470$ nm) générée par deux groupes de trois LED (13a) et (13b) disposés de part et d'autre des patins. Cet éclairage est une partie très importante du dispositif. Il nous permet en effet de faire ressortir le microrelief de la peau, et ainsi de ne pas utiliser de mouchetis pour générer l'information nécessaire à la méthode de calcul des champs de déplacements.

Afin d'effectuer une mesure de la distance entre la caméra et la zone de mesure, un module laser (14) permet la projection d'une ligne suivant un angle α_L [rad] avec l'axe optique de la caméra (cf. section 3.2.6.3). Pour les mêmes raisons que l'éclairage par LED, le choix s'est porté sur un module vert ($\lambda=510$ nm) plutôt qu'un module rouge ($\lambda=565$ nm).

Remarque : ce module laser était également destiné à la mesure du micro-relief lors d'une sollicitation en compression. Nous verrons dans les résultats que seul le profil général a pu être déterminé.

3.2.3 Gestion et acquisition des signaux

Les chaînes d'acquisition de la position, des efforts et des images détaillées ci-dessous sont représentées figure 3.3.

L'acquisition des signaux force et déplacement se fait par une carte analogique/numérique 16 bits (6221M, National Instruments). La gestion de l'ensemble du dispositif est réalisée par un programme spécifique développé en langage LabView®. La synchronisation entre les différentes tâches (acquisition des efforts, de la position et des images) indispensable à la qualité des mesures est faite sur une horloge interne commune.

La platine de translation (6) est pilotée par l'intermédiaire d'une carte (PCI C-843, Physik Instrumente). Cette carte gère de façon autonome l'asservissement en position et en vitesse,

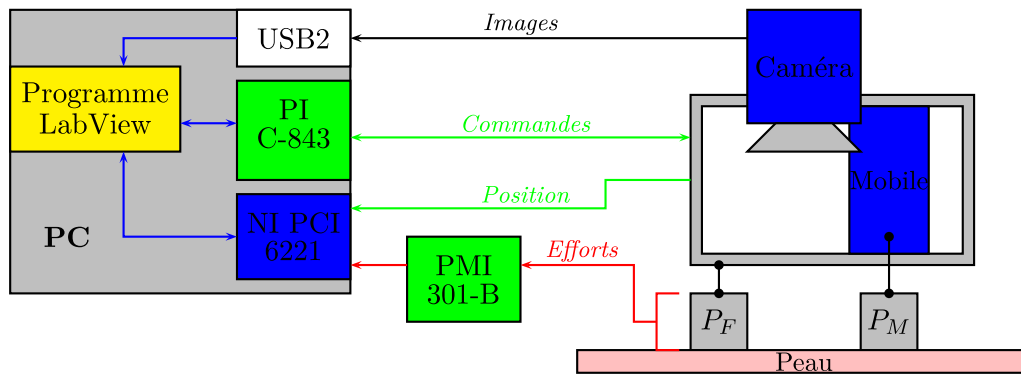


FIG. 3.3 – Schéma des chaînes d'acquisition.

ainsi que les butées de début et fin de course. Si le temps d'accès entre la carte C-843 et la platine est très court (de l'ordre de quelques microsecondes), celui entre le PC et la carte est beaucoup plus long (quelques dizaines de millisecondes). Cela pose un problème au niveau de l'acquisition de la position qui doit pouvoir être synchronisée correctement sur l'acquisition des efforts. Afin de palier à ce problème, l'acquisition de la position de la platine se fait directement par lecture des codeurs en sortie du moteur sur les entrées numériques de la carte d'acquisition synchronisées sur l'horloge commune.

Le traitement des signaux en provenance des capteurs d'effort se fait par des conditionneurs (PMI 301-B, PM Instrumentation) qui transforment la différence de tension mesurée sur le pont de Wheatston en une tension de $\pm 10V$ proportionnelle à l'effort. Afin d'optimiser le rapport signal/bruit et la synchronisation des signaux efforts avec le signal position, tout filtre entraînant un retard du signal, les filtres analogiques des conditionneurs (filtres passe bas de type Bessel, ordre 3 et $F_c=10$ Hz) ont été remplacés par un filtrage numérique (filtres passe bas de type Bessel, ordre 2 et $F_c=40$ Hz). Le bruit de mesure dans la configuration utilisée reste inférieur à 10 mV.

La caméra utilisée transmet les images de la zone sollicitée au PC par un port USB-2. L'acquisition se fait par la bibliothèque *USB Camera* de LabView®. Une bibliothèque constructeur permet également de gérer les paramètres intrinsèques de la caméra comme le temps d'exposition ou le gain de la matrice CCD qui doivent être réglés suivant les conditions d'essai. Chaque acquisition d'image est associée à un temps de l'horloge de synchronisation. A noter que la gestion de l'éclairage des LED et du module laser vert est également effectuée à partir des sorties numériques de la carte PCI 6221 combinées à des relais.

3.2.4 Types d'essais

Le dispositif et le programme développé permettent d'effectuer les essais suivants :

- Essai d'extension aller-retour type triangle.
- Essai de relaxation.
- Essai de fluage.
- Essai de fatigue.

Pour l'essai de fluage, le déplacement du patin mobile est asservi à l'aide d'un correcteur PID en fonction de l'effort tangentiel mesuré soit sur le patin fixe, soit sur le patin mobile.

3.2.5 Validation : partie mécanique

3.2.5.1 Capteurs d'effort

Au vu des résultats trouvés dans la littérature existante, la gamme des capteurs d'effort normaux choisie est de 3 N et celle des capteurs tangentiels de 10 N. L'étalonnage de ces capteurs est fait par régression linéaire à l'aide de cinq masses mortes. Les gains et les coefficients de détermination obtenus sur une moyenne de dix étalonnages sont résumés tableau 3.1.

Capteur	Gain (V/N)	R^2
Fn fixe	2.988 ± 0.0012	0.999
Fn mobile	2.830 ± 0.0013	0.999
Ft fixe	0.492 ± 0.0014	0.999
Ft mobile	0.484 ± 0.0016	0.999

TAB. 3.1 – Gains et coefficients de détermination des capteurs d'effort.

Les coefficients de détermination sont tous supérieurs à 0.999 ce qui valide la linéarité de la mesure. Aucune hystérésis n'est observée. Deux étalonnages réalisés à un mois d'intervalle ont montré une variation de sensibilité inférieure à 0.3 % pour tous les capteurs validant ainsi leur stabilité à long terme. Des étalonnages de vérification sont cependant régulièrement faits afin d'éviter toute erreur de mesure. La dérive à court terme a été étudiée en faisant l'acquisition des signaux en provenance des capteurs soumis à un poids de 1 N pendant cinq minutes. La variation maximale du signal pour chaque capteur est inférieure à 10 mV, soit $3 \cdot 10^{-3}$ N pour les capteurs normaux et $2 \cdot 10^{-2}$ N pour les capteurs tangentiels.

Les capteurs d'efforts étant basés sur le principe d'une mesure de déformation, ils possèdent une certaine souplesse qu'il faut prendre en compte pour corriger le déplacement réel des patins. La correction peut se faire de deux façons :

- Connaissant la souplesse des capteurs, on effectue une correction directe sur la mesure du déplacement suivant la charge mesurée par les capteurs.
- Lorsque les patins restent dans le champ de visualisation de la caméra, la mesure optique du déplacement de chacun est alors possible, et cette mesure est utilisée plutôt que le déplacement mesuré par la platine.

La souplesse déterminée pour les capteurs tangentiels est de 0.033 mm/N.

3.2.5.2 Platine de translation

Les données constructeurs concernant la platine de translation sont résumées tableau 3.2. Ces paramètres sont donnés dans la configuration idéale d'utilisation (sans charge). Des essais en conditions réelles ont donc été effectués. Les vérifications du déplacement et de la vitesse de translation à vide et en charge ont été faites par comparaison entre les valeurs obtenues par les codeurs et celles obtenues en utilisant un capteur optique laser. Un déplacement reproductible minimal de $1 \mu\text{m}$ a été validé, ce qui convient à notre application. La vitesse à vide donnée par les codeurs a également été validée. La vitesse obtenue avec une charge de 2 N est inférieure de 5 % par rapport à la consigne. Cette baisse nous semble négligeable au niveau de l'influence sur la mesure d'effort.

Un essai de charge-décharge sur un matériau purement élastique (ressort hélicoïdal) a permis de valider la synchronisation de l'acquisition des efforts avec la position (cf. figure 3.4) : aucune

Paramètre	Valeur	Unité
Course	25	mm
Résolution	0.007	μm
Incrément min.	0.05	μm
Répétabilité	0.1	μm
Jeu de dents	2	μm
Vitesse max.	1.5	mm/s
Codeur	2048	pts/tour

TAB. 3.2 – Données constructeurs des caractéristiques de la platine de translation.

hystérésis, due par exemple aux frottements ou à un amortissement dans le dispositif, ne vient perturber la mesure.

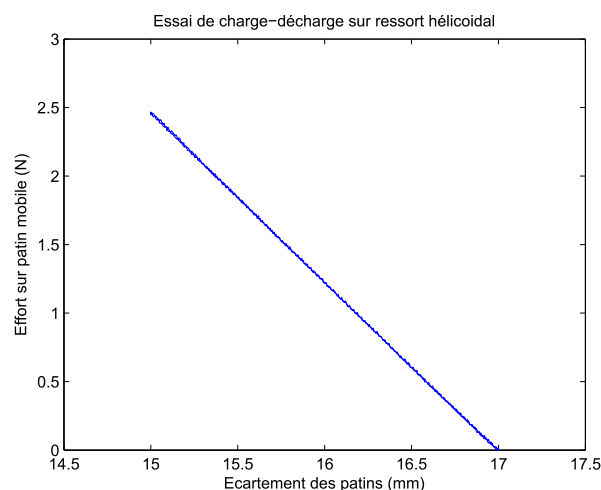


FIG. 3.4 – Essai de charge-décharge sur ressort.

3.2.6 Validation : partie optique

3.2.6.1 Caméra et objectif

Le capteur optique de la caméra est une matrice de 1280×960 pixel² (rapport 4/3) basé sur la technologie CCD. Le champ réel observé dans le plan focal est de 21×15.75 mm², soit une résolution optique de $16.4 \mu m/\text{pixel}$. Le codage de l'information est fait sur 8 bits (niveaux de gris allant de 0 à 255). La fréquence d'acquisition maximale est de 15 images/s. Des tests effectués en conditions réelles montrent qu'en réalité cette fréquence varie entre 8 et 12 images/s suivant l'activité du PC, d'où l'importance de la synchronisation des images sur l'horloge commune. L'axe \vec{x} de l'image est défini suivant sa largeur (1280 pixels), et l'axe \vec{y} est défini suivant la hauteur (960 pixels) et correspond à la direction de sollicitation.

L'optique utilisée avec la caméra est à faible distorsion (inférieure à 0.1 % d'après les données constructeur). La profondeur de champ est de ± 3 mm et le grossissement de 0.3. Les performances complètes de l'ensemble ont été évaluées lors d'une phase de calibration décrite dans

la partie suivante.

Un réglage précis de la position de la caméra par rapport aux patins est nécessaire afin d'éviter des erreurs de mesure. Les fixations des traverses sur les capteurs d'effort ainsi que la fixation de la caméra sur le bâti permettent d'ajuster au mieux leurs positions relatives. Les différents paramètres réglés sont :

- *La coplanéarité des faces adhésives des patins.* Ce point est assuré par le montage des traverses en utilisant un patin monobloc fixé sur chacune d'elle.
- *Le parallélisme des patins.* Ce point est réglé directement en observant les bords des patins avec la caméra. On arrive à une erreur de parallélisme inférieure au pixel.
- *Le parallélisme du mouvement du patin mobile par rapport à l'axe \vec{y} de l'image.* Ce point est réglé en observant le mouvement d'une grille fixée sur le patin mobile. On a un déplacement transverse de 1 pixel sur un mouvement de 10 mm.
- *Le parallélisme de la face des patins par rapport au capteur CCD.* Ce point est vérifié par l'observation de la taille d'un motif répétitif (grille de 200 μm de pas) qui doit rester constante quelque soit sa position sur l'image. Ce dernier paramètre est le plus délicat à régler.

3.2.6.2 Système optique complet

L'ensemble caméra-optique étant utilisé en tant qu'instrument de métrologie, il est nécessaire de passer par une étape de modélisation et de calibration du système complet afin de caractériser l'ensemble des paramètres entrant en jeu dans la chaîne de mesure optique. La principale source d'erreur de cette mesure optique concerne les distorsions engendrées par l'objectif et par les erreurs d'alignement entre les différents éléments. Une présentation succincte du modèle de caméra ainsi que du modèle de distorsion utilisés pour évaluer ces paramètres est faite ci-dessous.

Le modèle de caméra utilisé est le modèle dit *pinhole* ou *sténopé* : la lumière provenant d'une scène passe à travers un trou pour former sur un plan une image en inversé. Ce modèle suppose que la transformation perspective est parfaite et respecte les conditions de Gauss. Il est entièrement décrit par un point C , appelé centre de projection, et par un plan image Π situé à la distance f de C (appelée distance focale). L'image m d'un point de la scène est donnée par l'intersection de la droite (CM) avec le plan Π (cf. figure 3.5). L'axe optique est la droite orthogonale au plan Π passant par C , et le point principal noté c est l'intersection de l'axe optique avec le plan Π . En réalité ce modèle ne peut être utilisé, et ce pour plusieurs raisons :

- Une quantité trop infime de lumière passe à travers le trou.
- Il y a un effet de diffraction sur les bords du trou qui crée un flou. L'effet augmente si le diamètre de l'ouverture diminue. Cependant, si on augmente la taille de l'ouverture, la profondeur de champ diminue également.

On utilise donc une lentille (ou un ensemble de lentilles) placée devant l'ouverture. Ce changement laisse le modèle sténopé valable, la seule différence est que seule une partie des points situés sur un plan à une certaine distance de Π , le plan focal, apparaissent nets.

L'utilisation d'une lentille va faire apparaître des aberrations qui peuvent être :

- *Chromatiques.* Elles sont liées à la dépendance de l'indice de réfraction des lentilles à la longueur d'onde des rayons.
- *Géométriques.* Une distorsion de l'image due à la lentille va apparaître. Cette distorsion peut être sphérique, radiale ou tangentielle.

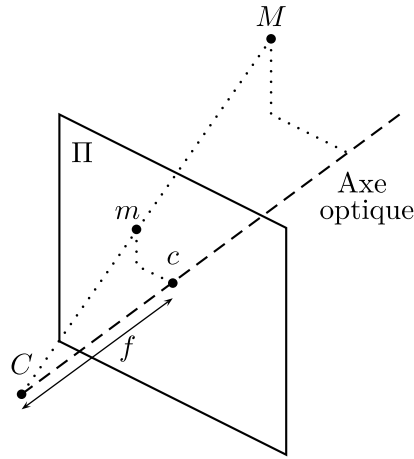


FIG. 3.5 – Modèle sténopé ou pinhole d’une caméra.

Le fait que les positions géométriques théoriques des éléments (objectif, bague...) ne correspondent pas aux positions réelles peut également influencer la position du centre de l’image [Willson1993]. Parmi ces aberrations, les plus gênantes dans le cas où une mesure spatiale est effectuée sont la distorsion radiale, qui est un déplacement linéaire des points de l’image à partir du centre, et la distorsion tangentielle, qui provient de l’erreur de centrage des différents éléments. Dans le cas du modèle sténopé parfait, on montre que le passage d’un point réel au point image peut s’écrire :

$$s. \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u \cdot f & 0 & u_c & 0 \\ 0 & k_v \cdot f & v_c & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X_C \\ Y_C \\ Z_C \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

avec u, v [pixel] les coordonnées du point image M , X_C, Y_C et Z_C [m] les coordonnées du point réel, f [m] la distance focale, s le rapport Z_C/f , k_u et k_v [pixel/mm] les facteurs d’échelle, u_c et v_c [pixel] les coordonnées de c dans le repère image, $[R_{3 \times 3}]$ et $\{t_x, t_y, t_z\}$ étant respectivement la matrice de rotation et le vecteur translation permettant de passer du repère lié à l’espace de travail au repère lié à la caméra. La prise en compte des distorsions va consister à corriger ce modèle afin d’avoir une image non distordue. Pour cela, le modèle décrit par [Brown1971] permettant de passer des coordonnées d’un point $m_{réel}(x_{réel}, y_{réel})$ mesuré sur le capteur CCD aux coordonnées du point $m_{corr}(x_{corr}, y_{corr})$ corrigé correspondant est utilisé. Ce modèle est défini par :

$$x_{corr} = x_{réel} + \bar{x} \cdot (K_1 \cdot r^2 + K_2 \cdot r^4 + K_3 \cdot r^6 + \dots) + \left[P_1 \cdot (r^2 + 2 \cdot \bar{x}^2) + P_2 \cdot \bar{x} \cdot \bar{y} \right] \cdot \left[1 + P_3 \cdot r^2 + \dots \right] \quad (3.2)$$

$$y_{corr} = y_{réel} + \bar{y} \cdot (K_1 \cdot r^2 + K_2 \cdot r^4 + K_3 \cdot r^6 + \dots) + \left[P_2 \cdot (r^2 + 2 \cdot \bar{y}^2) + P_1 \cdot \bar{x} \cdot \bar{y} \right] \cdot \left[1 + P_3 \cdot r^2 + \dots \right] \quad (3.3)$$

avec :

$$\bar{x} = x_{reel} - u_c \quad (3.4)$$

$$\bar{y} = y_{reel} - v_c \quad (3.5)$$

$$r^2 = (x_{reel} - u_c)^2 + (y_{reel} - v_c)^2 \quad (3.6)$$

Les paramètres K_i correspondent à la distorsion radiale et les paramètres P_i à la distorsion tangentielle. L'évaluation de ces paramètres se fait en utilisant une toolbox développée par [Bouguet2008] sous Matlab®. Le principe est de réaliser l'acquisition d'une série d'images d'une mire (damier de carrés blancs et noirs) de dimensions connues suivant différentes orientations, et d'identifier les paramètres K_i et P_i permettant de minimiser pour chaque prise de vue l'écart entre les points mesurés de la mire et les points théoriques. Une fois l'identification des paramètres K_i et P_i faite, cette toolbox permet également de corriger les images. Une calibration du dispositif complet a été réalisée en utilisant 20 prises de vue d'une mire de 10×10 mm² avec des carrés de coté 0.5 mm. La distorsion complète du dispositif est représentée figure 3.6.

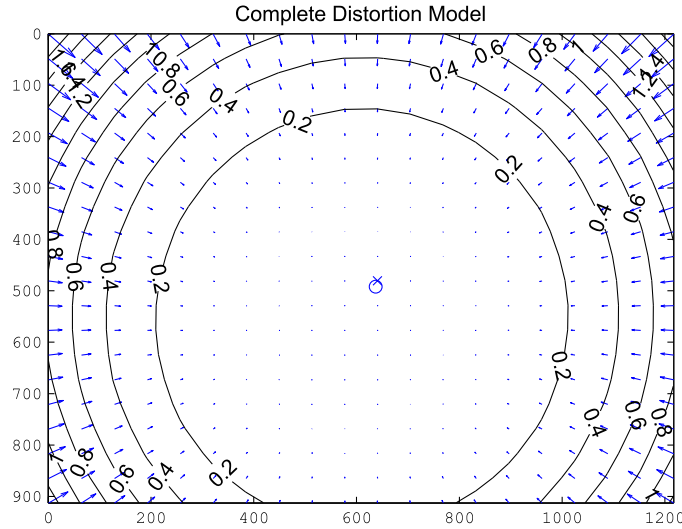


FIG. 3.6 – Distorsion complète du système optique (en [pixel]).

On observe une distorsion maximale (en haut à gauche) de 1.6 pixels, soit 0.125 % de la largeur et 0.16 % de la hauteur de la matrice CCD. Une séparation des composantes de la distorsion complète montre une prédominance de la distorsion radiale par rapport à la distorsion tangentielle. La valeur constructeur de la distorsion de l'objectif est donnée inférieure à 0.1 %, la légère différence avec les valeurs trouvées vient probablement du fait que l'objectif est monté sur une bague induisant des défauts de centrage et de parallélisme. On reste toutefois dans des valeurs de distorsions assez faibles.

3.2.6.3 Influence du déplacement hors plan

Nous verrons plus loin que la méthode de calcul des champs de déplacements consiste à corrélérer deux images entre elles. Une source d'erreur potentielle lors de son application est un déplacement hors plan de la zone de mesure pouvant survenir lors de l'essai. En effet, une variation de

hauteur de la zone sollicitée sera interprétée dans le plan image comme une dilatation. Afin de quantifier l'influence de ce phénomène, on se base sur le modèle sténopé développé ci-dessus. Les paramètres utilisés sont représentés figure 3.7.

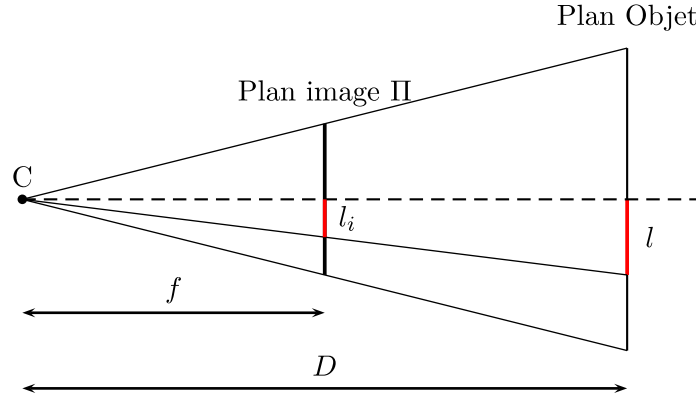


FIG. 3.7 – Schéma de l'influence du déplacement hors plan.

On considère une distance l [m] sur l'objet. Cette distance correspond à une distance l_i [pixel] sur l'image formée sur le plan II. f est la distance focale et D [m] la distance objet. La distance l aura donc une taille l_i sur l'image donnée par :

$$l_i = f/D.l = l.\gamma_t \quad (3.7)$$

avec γ_t le grandissement transversal. Si on considère que l'objet l subit une variation hors plan δD suivant l'axe optique, la taille de son image va également varier. On aura alors une déformation apparente donnée par [Fayolle2008] :

$$\epsilon = \delta l_i / l_i = \delta D / D \quad (3.8)$$

On souhaite une erreur de mesure inférieure à 1 % des déformations mesurées (considérées de l'ordre de 10 %). D valant 200 mm le déplacement hors plan admissible est alors de 0.2 mm. Afin de mesurer ce déplacement, on projette une ligne entre les deux patins suivant un angle α_L avec l'axe de la caméra. Le principe pour un point de la ligne laser est schématisé figure 3.8.

Une variation de hauteur Δz de l'objet (la peau dans notre cas) va être perçue comme une variation Δx par la caméra suivant la relation :

$$\tan \alpha_L = \frac{\Delta x}{\Delta z} \quad (3.9)$$

En mesurant la variation Δx du point d'impact lumineux par rapport à la position de ce point sur un plan de référence (plan d'appui des patins ou position donnée), on remonte ainsi pour chaque point de la ligne à sa variation de hauteur. En pratique, la position du maximum

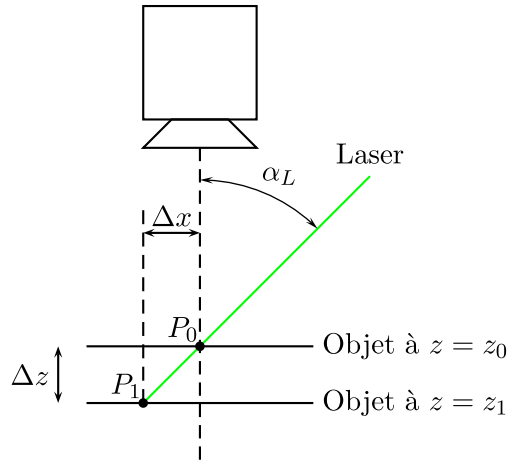


FIG. 3.8 – Schéma de la mesure du déplacement hors plan.

d'intensité de la ligne laser est déterminée par fittage du profil d'intensité par une Gaussienne (profil de lumière émis par le laser) pour chaque ligne de l'image. On calcule alors soit la différence entre le profil en fin et début d'essai pour évaluer la variation hors plan de la zone, soit entre un temps donné de l'essai et le profil du plan référence pour évaluer le profil de la peau. L'étalonnage de la méthode se fait par observation de la ligne projetée sur un plan dont on fait varier la hauteur à l'aide d'une platine micrométrique. Une sensibilité de $13.2 \mu\text{m}/\text{pixel}$ est obtenue. Des essais d'extension avec 10 % de déformation ont été réalisés sur quatre sujets afin de vérifier que le déplacement hors plan est négligeable. Le déplacement moyen U_{m1} entre la position initiale et la position à 10 % d'extension a été calculé, ainsi que le déplacement moyen U_{m2} entre la position initiale et la position finale. Les résultats tableau 3.3 montrent pour les trois premiers sujets des déplacements moyens corrects, alors que le 4^{ème} sujet a un déplacement moyen légèrement supérieur à celui acceptable. Après analyse des images il se trouve que pour ce dernier sujet les patins ont créé un effet de bombé avant l'essai dû à un effort normal non nul, et ce bombé s'est déplié sous l'effet de la tension, engendrant un déplacement moyen de la peau supérieur à la valeur acceptable. On remarque que ce bombé s'est reformé lors du retour du patin puisque le déplacement U_{m2} est revenu à une valeur beaucoup plus faible. Cette mesure montre l'importance de la maîtrise des efforts normaux lors de la mesure de champs sur tissus mous lors d'un essai d'extension.

Sujet	$U_{m1} (\mu\text{m})$	$U_{m2} (\mu\text{m})$
1	51.84	7.6
2	30.76	0.82
3	29.49	0.93
4	223.39	12.78

TAB. 3.3 – Valeurs moyennes des déplacements hors plan mesurés sur quatre sujets.

3.2.7 Calcul des champs de déplacements : application à la peau humaine *in vivo*

3.2.7.1 Introduction

La technique de corrélation entre signaux de même nature est utilisée depuis quelques décennies dans des domaines très variés. Utilisée sur des images, cette méthode consiste à chercher le déplacement des points appartenant à une image de référence sur une image d'un état déformé [Sutton1983], [Hild2003]. On considère une image déformée décrite par une fonction $g(\xi, \psi)$ qui est une copie de l'image de référence définie par $f(\xi, \psi)$ ayant subi une petite perturbation :

$$g(\xi, \psi) = f(\xi - \delta_x, \psi - \delta_y) + b(\xi, \psi) \quad (3.10)$$

δ_x et δ_y [pixel] sont les composantes du déplacement respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} subi par un point et $b(\xi, \psi)$ le bruit de mesure. Un moyen d'évaluer δ_x et δ_y est de rechercher le maximum de la fonction h définie par :

$$h(x, y) = (g * f)(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} g(\xi, \psi) f(\xi - x, \psi - y) d\xi d\psi \quad (3.11)$$

où $*$ est le produit d'intercorrélation. Les valeurs trouvées de x et y correspondent respectivement à δ_x et δ_y . Ce calcul peut s'effectuer dans l'espace d'origine ou l'espace de Fourier en utilisant la transformée de Fourier en deux dimensions (FFT2D). On a alors :

$$g * f = FFT2D^{-1}(FFT2D(g)FFT\bar{2}D(f)) \quad (3.12)$$

Le surlignage note le conjugué complexe. On obtient ainsi à partir de l'équation 3.12 un pic de corrélation dont la position du maximum correspond au déplacement.

Remarque : cette approche par FFT implique de faire l'hypothèse de continuité du signal. Afin d'éviter l'effet de bord, un fenêtrage est effectué par convolution du signal avec une fonction triangle.

3.2.7.2 Méthode développée

Dans notre cas, la détermination des champs de déplacements entre une image de référence im_0 et une image déformée im_1 est faite en trois étapes :

1. *Calcul de la translation de mode de corps rigide.* La relation 3.12 est appliquée à l'image im_0 et l'image im_1 dans leur ensemble. Le déplacement obtenu, noté U_{CRx} suivant \vec{x} (axe horizontal) et U_{CRy} suivant \vec{y} (axe vertical, direction de l'extension) correspond au déplacement de mode de corps rigide. A noter que la valeur moyenne des images est retranchée avant le calcul de la FFT2D afin d'enlever le pic de fréquence nulle. La détermination du maximum du pic de corrélation se fait en calculant le barycentre des valeurs supérieures à 80 % du maximal. Cette méthode évite de considérer une valeur aberrante comme étant la valeur maximale du pic.

2. *Calcul des champs de déplacements avec une précision au pixel.* La relation 3.12 est cette fois-ci appliquée entre une imagerie carrée de côté c_{imref} de l'image im_0 et de centre (x_{imref}, y_{imref}) , et un ensemble d'images de côté c_{imref} de l'image im_1 en prenant en compte le déplacement de mode de corps rigide. Le centre $c_{imdef}(x_{imdef}, y_{imdef})$ de chaque imagerie sur l'image déformée est ainsi donné par :

$$x_{imdef} = x_{imref} + U_{CRx} + i \quad (3.13)$$

$$y_{imdef} = y_{imref} + U_{CRy} + j \quad (3.14)$$

$$i, j = \left[-\frac{c_{imref}}{2}, \frac{c_{imref}}{2} \right] \quad (3.15)$$

Les bornes du champ d'investigation sont dues au fait qu'utilisant une FFT2D, on ne peut détecter un déplacement plus grand que la taille de l'imagette. On trouve ainsi un ensemble de pics de corrélation, dont le plus grand correspond au déplacement de l'imagette de référence. La valeur du déplacement est alors donnée par les valeurs de i et j correspondantes. A noter que le calcul est effectué avec un pas p_{im} entre chaque imagerie de référence.

Le fait d'être obligé d'investiguer un nombre de points autour de l'imagette entraîne un effet de bord. Les champs de déplacements ne peuvent être déterminés sur la zone de largeur $c_{imref}/2$ autour de l'image, voir plus si le déplacement de mode de corps rigide entraîne les coordonnées du centre de l'imagette vers le bord. Une suppression de l'intensité moyenne et du contraste local est faite pour éviter certaines erreurs liées aux variations temporelle ou spatiale de l'éclairage (uniquement réalisée pour cette étape).

3. *Calcul des champs de déplacements avec une précision subpixel.* Le calcul permettant de déterminer le déplacement avec une précision subpixel est basé sur la méthode développée par [Molimard2008]. Elle consiste à calculer la FFT2D de l'imagette de référence et de l'imagette correspondante dans l'image déformée à partir du déplacement trouvé dans l'étape 2, et à soustraire entre elles les phases. On obtient ainsi une cartographie de différences de phases notées $\Delta\Phi_\theta^i$ pour chaque longueur d'onde suivant \vec{x} et \vec{y} . Chaque $\Delta\Phi_\theta$ est relié à un déplacement δ_θ de composantes δ_x et δ_y respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} donné par :

$$\Delta\Phi_\theta = -\frac{2\pi}{p_\theta} \cdot \delta_\theta \quad (3.16)$$

$$p_\theta = \omega_\theta / 2\pi \quad (3.17)$$

avec ω_θ la pulsation dans la direction θ donnée par la racine de la somme des pulsations ω_x suivant \vec{x} et ω_y suivant \vec{y} . Ce calcul implique l'hypothèse que les fréquences ne changent pas ou peu ; en pratique, cela correspond à effectuer le calcul sur des images avec peu de déformation [Molimard2008]. En raisonnant sur l'ensemble des $\Delta\Phi_\theta^i$ on peut écrire :

$$\begin{Bmatrix} \vdots \\ \Delta\Phi_\theta^i \\ \vdots \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \vdots & \vdots \\ \frac{2\pi}{p_\theta^i} \cdot \cos\theta^i & \frac{2\pi}{p_\theta^i} \cdot \sin\theta^i \\ \vdots & \vdots \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \delta_x \\ \delta_y \end{Bmatrix} \quad (3.18)$$

En notant :

$$A = \begin{bmatrix} \vdots & \vdots \\ \frac{2\pi}{p_\theta^i} \cdot \cos\theta^i & \frac{2\pi}{p_\theta^i} \cdot \sin\theta^i \\ \vdots & \vdots \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

on a :

$$\begin{Bmatrix} \delta_x \\ \delta_y \end{Bmatrix} = (A^t A)^{-1} A^t \cdot \begin{Bmatrix} \vdots \\ \Delta\Phi_\theta^i \\ \vdots \end{Bmatrix} \quad (3.20)$$

A noter que ce calcul implique que $A^t A$ soit inversible ; pour cela la signature fréquentielle des imagerie doit être suffisamment riche. Il convient d'utiliser les phases contenant de l'information et non du bruit ; en pratique, on utilise les phases dont la valeur est supérieure à 1/100 du déplacement maximal.

Après cette trois étapes de calcul, on obtient deux cartographies de déplacements dep_x et dep_y respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} et les déplacements de corps rigide U_{CRx} et U_{CRy} . La somme de ces données permet d'obtenir les champs de déplacements DEP_x et DEP_y complets.

3.2.7.3 Validation

Afin de valider la méthode décrite ci-dessus, plusieurs tests ont été réalisés.

1. Validation sur images simulées

- *Déplacement de mode de corps rigide.* Une simulation de translation de mode de corps rigide d'une image de texture de peau a été réalisée pour différents déplacements. Les résultats tableau 3.4 montrent la validité de la méthode.

Déplacement (x,y) simulé	(0,1)	(1,1)	(1,0)	(10,0)	(10,10)	(0,10)
Déplacement (x,y) calculé	(0,1)	(1,1)	(1,0)	(10,0)	(10,10)	(0,10)

TAB. 3.4 – Déplacements de mode de corps rigide simulés et calculés (en pixels).

- *Identification d'un champ de déplacement sinusoïdal.* La méthode complète a été testée sur des images de speckle simulées par S. Coudert dans le cadre du groupe de recherche CNRS 2519 [Bornert2009] avec un déplacement sinusoïdal suivant l'axe \vec{x} d'amplitude 0.2 et 0.02 pixels de longueur d'onde 128 pixels (images de 1000×1000 pixels²). Les résultats obtenus (cf. figure 3.9) montrent pour un déplacement de 0.02 pixels une erreur moyenne de 0.003 pixels dans les directions \vec{x} et \vec{y} validant ainsi le calcul pixel et subpixel du déplacement.

2. Validation en conditions expérimentales

- *Test de répétabilité - bruit de mesure.* Le bruit de mesure a été évalué globalement sur la chaîne de mesure complète du déplacement. Cinq mesures de champs de déplacements sans mouvement des patins ont été faites (fenêtre de 32 pixels, pas de 4

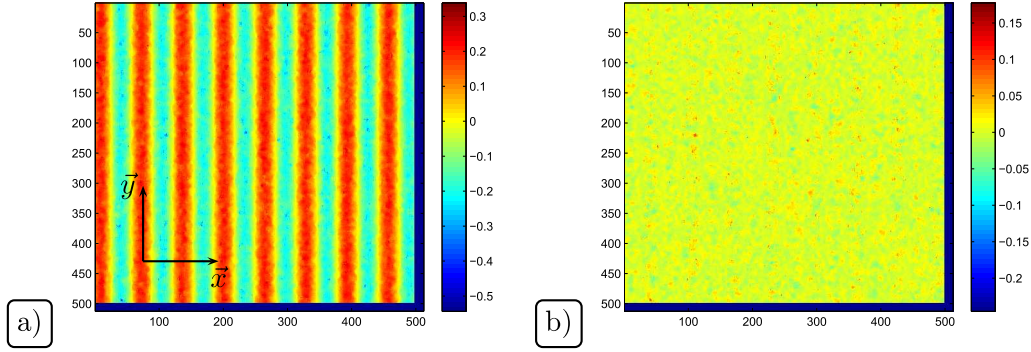


FIG. 3.9 – Champ de déplacements sinusoïdal simulé : déplacements mesurés par la méthode de corrélation suivant a) l'axe \vec{x} et b) l'axe \vec{y} .

pixels). Les résultats de cette mesure sont représentés figure 3.10 et tableau 3.5. On observe une moyenne du bruit inférieure à 0.05 pixels pour un écart type inférieur à 0.03 pixels. Cette mesure permet de s'assurer de la répétabilité du système et de chiffrer la résolution de la mesure [Surrel2005], ici 0.03 pixels soit $0.5 \mu\text{m}$.

n° mesure	Moyenne \pm écart type suivant \vec{x}	Moyenne \pm écart type suivant \vec{y}
1	-0.0117 ± 0.0236	0.0048 ± 0.0256
2	-0.002 ± 0.0243	0.0062 ± 0.0243
3	-0.0281 ± 0.0276	0.0054 ± 0.0274
4	0.0484 ± 0.0251	0.0011 ± 0.025
5	0.0166 ± 0.024	-0.0073 ± 0.0251

TAB. 3.5 – Valeurs moyennes et écarts types du bruit de mesure (en pixels).

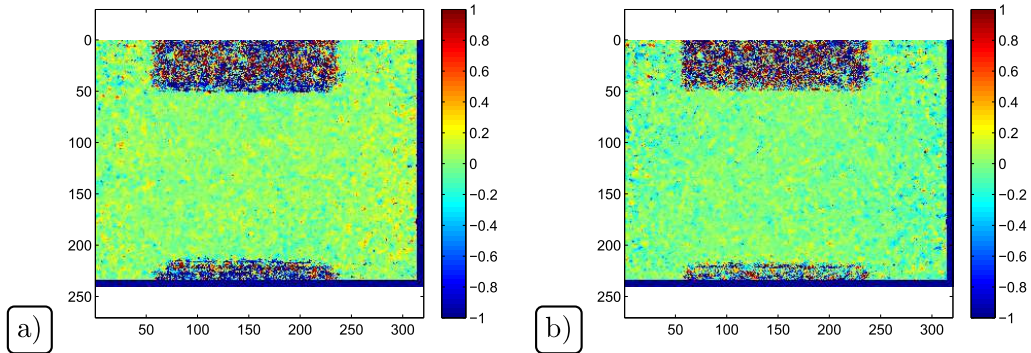


FIG. 3.10 – Cartographies des bruits de mesure suivant a) l'axe \vec{x} et b) l'axe \vec{y} .

- *Résolution spatiale.* La résolution spatiale a été calculée à partir du rayon à 50 % du maximum de la fonction d'autocorrélation de cartographies de champs de déplacements de bruit de mesure. Le principe de l'autocorrélation est d'appliquer la relation 3.12 entre une cartographie et sa copie afin de déterminer son degré de ressemblance à elle-même. Prendre le rayon de la fonction d'autocorrélation à 50 % de sa valeur maximale permet d'avoir la valeur de la résolution spatiale pour laquelle 80 % des points sont

décorrélés (cf. figure 3.11). Le calcul a été réalisé dans les conditions utilisées par la suite (pas de 4 pixels, taille de fenêtre de 32 pixels). Huit cartographies ont été calculées (4 sur un sujet jeune, 4 sur un sujet âgé). Les résultats tableau 3.6 donnent un rayon moyen de 4.17 pixels. Ce résultat indique que deux points de mesure seront décorrélés à 80 % si ils sont espacés d'au moins 8 pixels, soit $125 \mu m$.

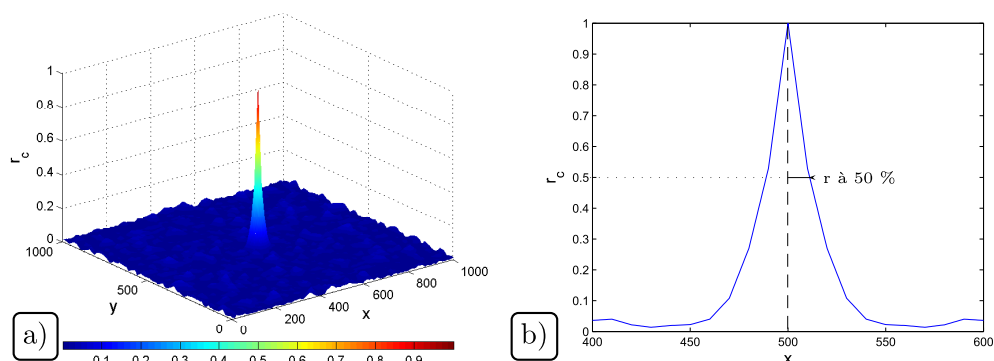


FIG. 3.11 – a) Représentation 3D de la fonction d'autocorrélation. b) Profil de la fonction d'autocorrélation pour $y=500$ et représentation du rayon à 50 %.

Sujet	Carte 1	Carte 2	Carte 3	Carte 4	Moyenne
Agé	3.18	3.984	4.53	4.76	4.11
Jeune	4.22	4.266	4.41	4.03	4.23

TAB. 3.6 – Rayon de la fonction d'autocorrélation à 50 % du maximum sur quatre cartographies pour un sujet jeune et un sujet âgé (en pixels).

- *Essai sur un matériau homogène.* Un essai d'extension sur une plaque homogène de silicone a été réalisé à l'aide de deux mors spéciaux. La plaque a été coulée sur du papier de verre afin d'obtenir l'information nécessaire en surface à la méthode de calcul des champs de déplacements. Les résultats représentés figure 3.12 montrent une symétrie des champs de déplacement suivant \vec{x} et \vec{y} , traduisant la qualité du système de traction : aucune flexion ou torsion n'est créée lors de l'essai.

3.2.7.4 Corrélation itérative - reconstruction des champs

La méthode de calcul des champs de déplacements décrite ci-dessus fonctionne correctement sous certaines conditions :

- Suffisamment d'information est présente dans les images pour différencier une zone d'une autre.
- La variation de motif entre l'image de départ et l'image déformée n'est pas trop importante pour pouvoir retrouver le motif.

Dans le cas d'un essai sur la peau sans application de mouchetis, l'information est contenue dans sa texture composée de sillons. Lors d'une extension, certains sillons vont disparaître (dans le sens perpendiculaire à la sollicitation) alors que d'autres vont apparaître (dans le sens de la sollicitation) comme cela est représenté figure 3.13.

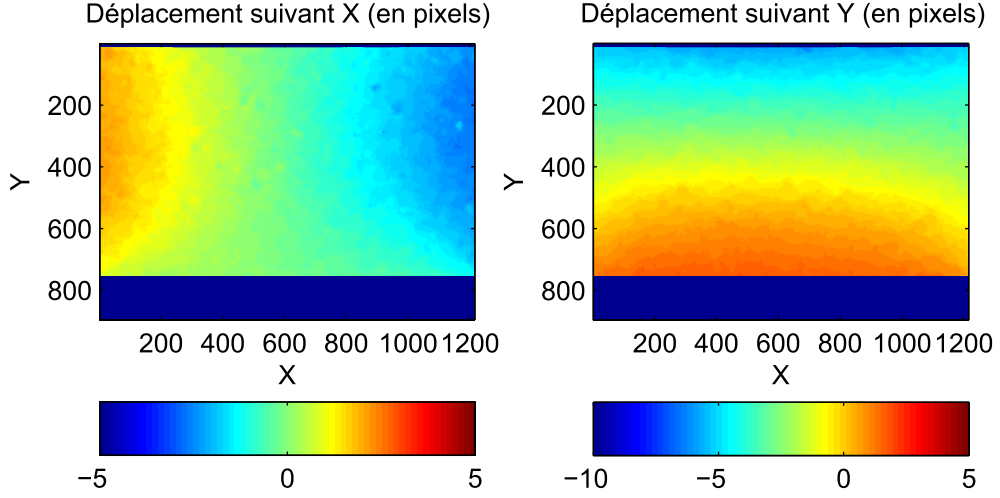


FIG. 3.12 – Champs de déplacements sur un matériau homogène.

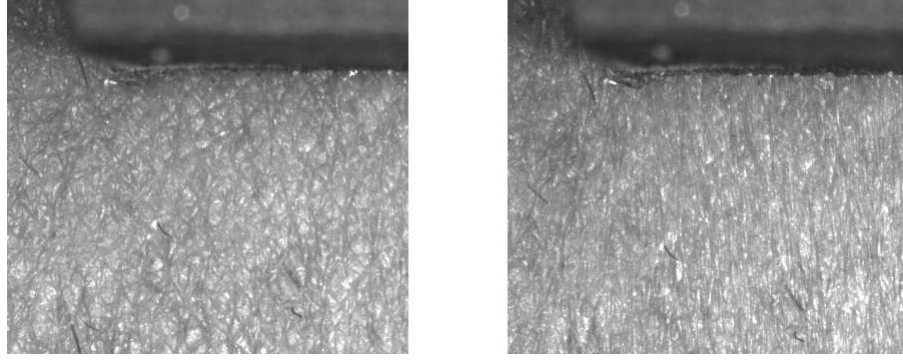


FIG. 3.13 – Image référence et déformée d'une zone de peau. Mise en évidence du changement de texture.

Dans le cas où le changement de texture est trop important, l'algorithme de corrélation ne peut retrouver le déplacement entre les deux images. Afin de résoudre ce problème, le calcul des champs de déplacements se fait non plus entre l'image initiale et finale mais entre chaque paire d'images successives de l'essai. On somme ensuite les cartographies obtenues. Cette méthode minimise ainsi la déformation entre chaque paire d'images.

Si n_{im} est le nombre d'images prises lors de l'essai, on obtient donc après corrélation $2 \times (n_{im} - 1)$ cartographies de champs de déplacements suivant \vec{x} et \vec{y} . On se situe alors dans une approche Eulérienne où les variables sont décrites dans la configuration actuelle. Afin d'exploiter les résultats, il faut exprimer les variables dans la configuration initiale, c'est-à-dire en utilisant comme référentiel l'image de départ. Cette étape nécessite d'exprimer de manière continue les champs de déplacements. Pour cela, on utilise un maillage EF triangulaire sur lequel les champs vont être reconstruits [Avril2007a], [Avril2007b].

On cherche donc à trouver les champs continus $U_{recx}(x, y)$ et $U_{recy}(x, y)$ correspondants aux champs expérimentaux discrets calculés. $U_{recx}(x, y)$ et $U_{recy}(x, y)$ sont définis comme les champs minimisant une fonction coût F_{ch} calculée comme étant la différence au sens des moindres car-

rés entre les champs reconstruits et les champs expérimentaux $U_{mesx}(x, y)$ et $U_{mesy}(x, y)$ soit :

$$F_{ch}(U_{recx}, U_{recy}) = \sum_{i=1}^N \left[(U_{recx}(x_i, y_i) - U_{mesx}(x_i, y_i))^2 + (U_{recy}(x_i, y_i) - U_{mesy}(x_i, y_i))^2 \right] \quad (3.21)$$

$U_{recx}(x, y)$ et $U_{recy}(x, y)$ sont recherchés dans un espace de fonctions linéaires par morceaux définies sur la base du maillage EF. On appelle ces fonctions de base $f_i(x, y)$. Chaque fonction f_i vaut 1 au noeud P_i correspondant et 0 aux autres noeuds. Soit n_n le nombre de noeuds du maillage, les champs reconstruits s'écrivent alors :

$$U_{rec}(x, y) = \sum_{i=1}^{n_n} U_i \cdot f_i(x, y) \quad (3.22)$$

$$V_{rec}(x, y) = \sum_{i=1}^{n_n} V_i \cdot f_i(x, y) \quad (3.23)$$

U_i et V_i étant les valeurs nodales obtenues en minimisant F_{ch} . On pose :

$$L_{ij} = f_j(x_i, y_i) \quad (3.24)$$

On cherche donc les valeurs nodales qui permettent d'exprimer les champs mesurés suivant les expressions suivantes :

$$U_{mes}(x, y) = \sum_{i=1}^{n_n} L_{ij} \cdot U_i \quad (3.25)$$

$$V_{mes}(x, y) = \sum_{i=1}^{n_n} L_{ij} \cdot V_i \quad (3.26)$$

On montre que les champs reconstruits s'expriment à partir des champs expérimentaux par :

$$\{U_{rec}\} = [R]^{-1} [L]^T \{U_{mes}\} \quad (3.27)$$

$$\{V_{rec}\} = [R]^{-1} [L]^T \{V_{mes}\} \quad (3.28)$$

$$(3.29)$$

avec :

$$[R] = [L]^T [L] \quad (3.30)$$

$$R_{ij} = \sum_{k=1}^{n_n} f_i(x_k, y_k) f_j(x_k, y_k) \quad (3.31)$$

Les champs de déplacements ainsi obtenus peuvent facilement être dérivés afin de passer en déformations. N'étant pas utilisée, cette fonction ne sera pas discutée. Un exemple de champ brut, de maillage et de champ reconstruit est montré figure 3.14.

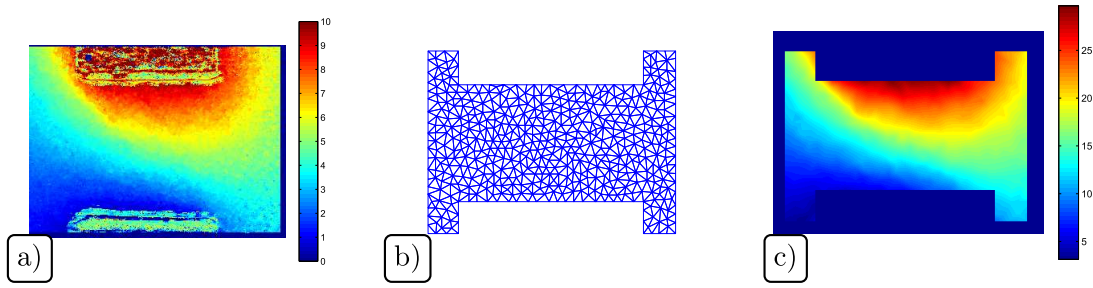


FIG. 3.14 – a) Exemple de champ brut suivant l'axe \vec{y} (étape 2/4). b) Maillage utilisé pour la reconstruction. c) Champ reconstruit suivant l'axe \vec{y} (étape 4/4).

3.3 Résultats

Remarque : cette section présente uniquement les résultats des mesures en terme d'effort et de champs de déplacements. La méthode développée pour l'identification des paramètres matériaux et les résultats obtenus par cette méthode seront décrits section 3.4.

3.3.1 Protocole

De la même manière que l'approche faite avec le dispositif d'indentation dynamique ou le Tonoderm®, la 1^{ère} étape indispensable pour ce nouvel appareil est de quantifier sa capacité à discriminer deux tissus différents d'un point de vue vieillissement. Une étude a donc été réalisée sur un panel de 20 sujets de sexe féminin, d'origine caucasienne, présentant un phototype 2 à 3 et composé de deux groupes (groupe jeune : 10 sujets âge 23.7 ± 1.6 , groupe âgé : 10 sujets âge 59.9 ± 2.3).

Les mesures ont été effectuées après stabilisation du sujet dans une salle contrôlée en température et humidité (22°C et RH 50%). Le sujet est en position assise dans un fauteuil médicalisé, avec le bras gauche dans le repose bras spécial décrit section 2.2.3. La zone de mesure est prise à 6 cm du coude sur la face intérieure de l'avant bras. Cinq mesures sont effectuées :

- Quatre essais d'extension avec des directions de sollicitation formant un angle α_{ext} par rapport à l'axe de l'avant bras de 0, 45, 90 et 135° (le patin mobile est situé vers le poignet pour l'essai à 0°, puis vers l'extérieur du bras pour les autres directions). Chaque essai est composé de quatre séquences aller-retour du patin mobile avec une déformation maximale de 5, 10, 15 et 20 % (écartement initial des patins de 10 mm). Un temps de repos de 30 s est pris entre chaque séquence. La taille des patins utilisée est de $10 \times 10 \text{ mm}^2$ et la vitesse de déplacement du patin mobile est de 0.8 mm/s.
- Un essai de compression, réalisé suivant l'axe de l'avant bras avec une déformation de 45 % (écartement initial des patins de 18 mm). La taille des patins utilisée est de $45 \times 20 \text{ mm}^2$, ceci afin de transmettre un effort suffisant au patin fixe. Une mesure du profil de la peau en position de compression maximale est faite grâce à la projection de la ligne laser.

Les sujets étant les mêmes que pour l'étude menée avec le Tonoderm®, on sait qu'aucune différence significative sur l'épaisseur de la peau n'est observée.

3.3.2 Efforts mesurés - essai d'extension

Les figures 3.15 et 3.16 représentent l'effort maximal sur chaque patin pour différentes déformations (la représentation est effectuée en coordonnées polaires, l'angle 0° correspondant à l'axe de l'avant bras orienté vers le poignet). On observe clairement l'anisotropie du matériau ainsi qu'une différence de forme entre le groupe jeune et le groupe âgé. Une différence est également visible sur la forme des efforts mesurés entre le patin fixe et le patin mobile. La figure 3.17 montre la différence entre l'effort mesuré sur le patin fixe et le patin mobile. On note également pour ce paramètre une différence de forme entre le groupe âgé et le groupe jeune, avec également une anisotropie suivant la direction de sollicitation.

Une analyse ANOVA a été faite entre les données des 2 groupes pour chaque direction et chaque déformation. Les valeurs de p trouvées (cf. tableaux 3.7) montrent une différence significative pour seulement 8 essais sur 32 (cases colorées en vert).

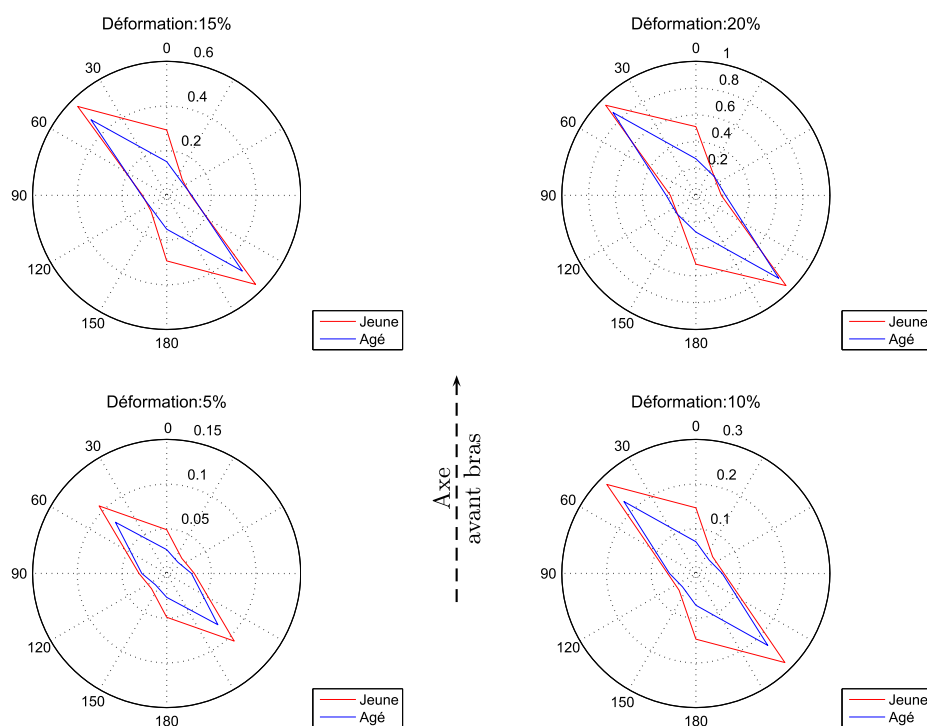


FIG. 3.15 – Efforts en [N] mesurés sur le patin fixe suivant les différentes directions d'essais pour différentes déformations, moyenne pour chaque groupe.

	Patin fixe				Patin mobile			
Angle α_{ext}	5%	10%	15%	20%	5%	10%	15%	20%
0°	0.105	0.025	0.022	0.015	0.013	0.011	0.009	0.006
45°	0.328	0.424	0.476	0.652	0.33	0.674	0.607	0.733
90°	0.566	0.728	0.861	0.475	0.216	0.299	0.767	0.72
135°	0.125	0.288	0.760	0.977	0.008	0.053	0.618	0.96

TAB. 3.7 – Valeurs p de l'analyse ANOVA sur l'effort moyen maximal de chaque groupe pour les différentes déformations et directions sur le patin fixe et le patin mobile.

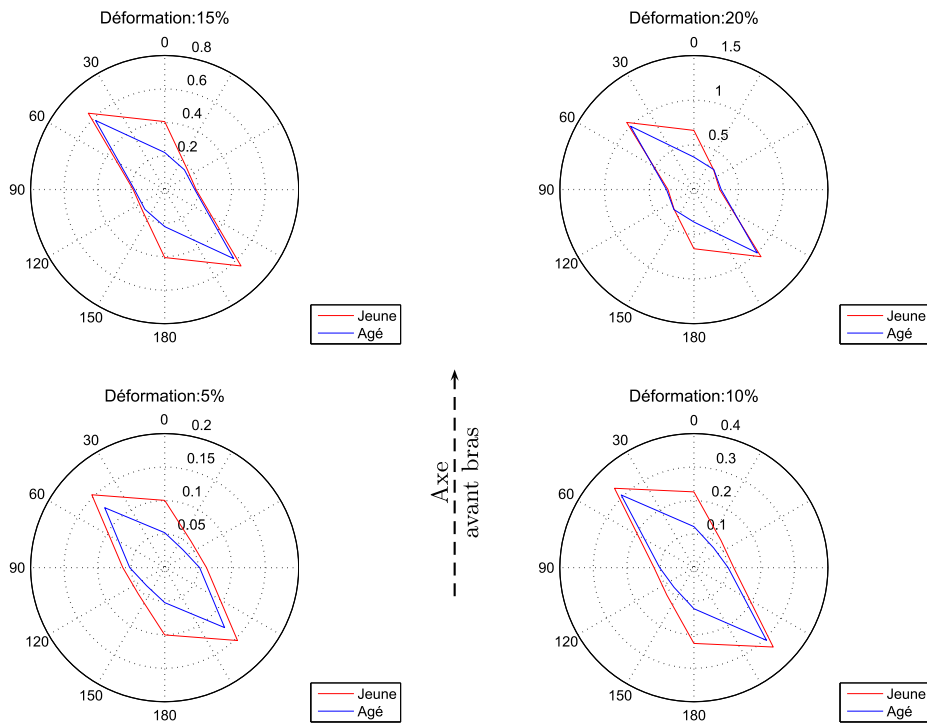


FIG. 3.16 – Efforts en [N] mesurés sur le patin mobile suivant les différentes directions d'essais pour différentes déformations, moyenne pour chaque groupe.

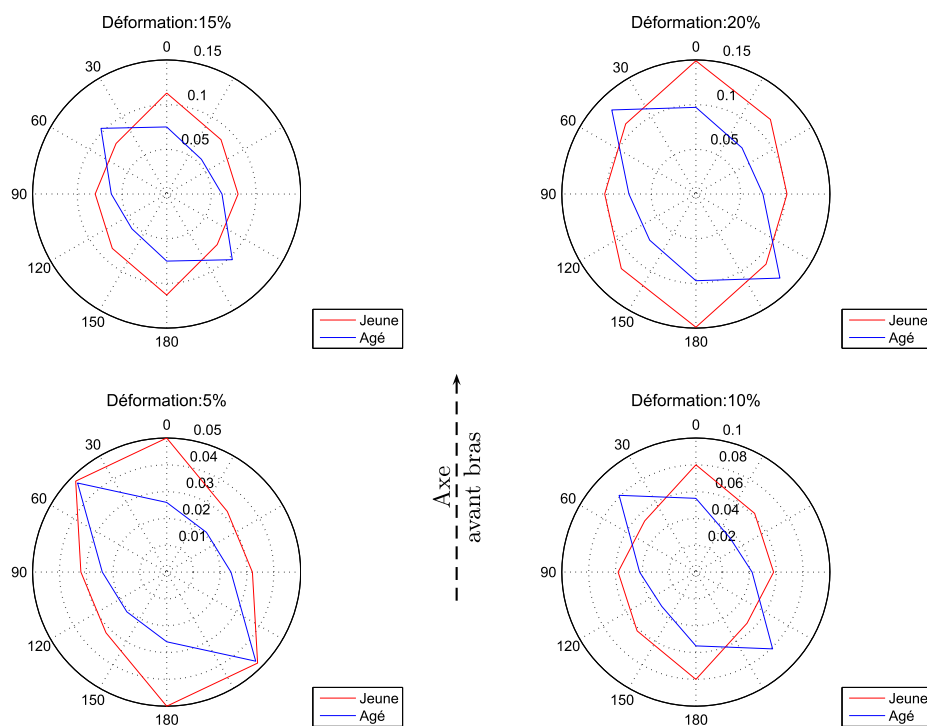


FIG. 3.17 – Différence en [N] entre l'effort du patin mobile et du patin fixe suivant les différentes directions d'essais, moyenne pour chaque groupe.

3.3.3 Efforts et profils mesurés - essai de compression

Pour l'essai de compression, on se base sur l'effort maximal engendré sur le patin fixe et le patin mobile. Une analyse ANOVA sur la moyenne des efforts pour chaque groupe a été menée. Les résultats figure 3.18 montrent un effort significativement plus important pour une peau jeune qu'une peau âgée ($p=0.0365$ sur le patin fixe et $p=0.0417$ sur le patin mobile). On observe également une différence importante entre les valeurs obtenues sur les deux patins, avec un rapport de 9.3 pour le groupe jeune entre l'effort sur le patin mobile et le patin fixe, et un rapport de 6.4 pour le groupe âgé.

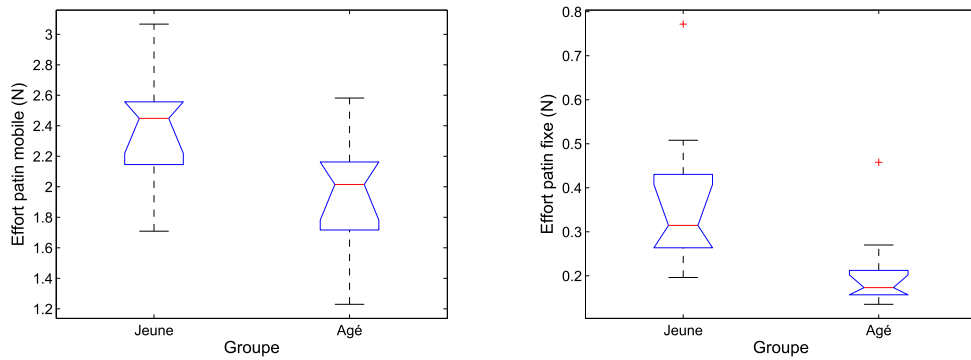


FIG. 3.18 – Efforts en [N] sur le patin mobile et le patin fixe lors d'un essai de compression.

Une mesure de profil a également été effectuée lors de l'essai de compression. Les résultats sont représentés figure 3.19, avec en bleu les profils des sujets du groupe jeune et en rouge les profils des sujets du groupe âgé (le patin mobile est situé sur la gauche). On voit qu'une peau âgée se bombe beaucoup plus qu'une peau jeune, avec la formation d'un pli devant le patin mobile pour les deux groupes. Le bruit sur la partie de droite correspond à la zone de la ligne projetée sur le patin fixe où la détermination du déplacement est aléatoire. On voit également que seul le profil général du bombé est mesuré, on ne voit pas apparaître les plis secondaires formés. Cela est dû au fait que la ligne projetée est trop large vis-à-vis du relief formé par la peau.

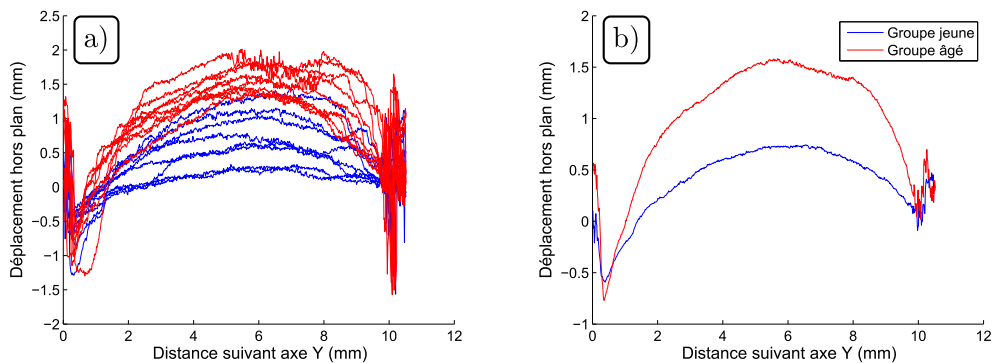


FIG. 3.19 – Mesure du profil de la peau après un essai de compression. a) Valeurs par sujet. b) Moyenne par groupe.

3.3.4 Images et champs de déplacements

Un exemple d'images initiale et finale obtenues lors d'un essai sont représentées figure 3.20. Pour la suite, le patin mobile ainsi que l'axe de l'avant bras ou la direction de l'essai seront indiqués sur les cartographies de champs et images.

Un exemple de champs de déplacements reconstruits est représenté figure 3.21. Tous les calculs ont été effectués avec une taille d'imagette de 32 pixels et un pas de 4 pixels.

On note clairement l'anisotropie des champs. La forme change suivant l'axe \vec{y} , mais également suivant l'axe \vec{x} suivant la direction de sollicitation. On voit que le déplacement suivant \vec{y} s'atténue rapidement sur les cotés traduisant l'influence des conditions aux limites.

Même si aucune différence "constante" entre les champs de déplacements du groupe jeune par rapport au groupe âgé n'est observée, il semble évident que ceux-ci apportent une information importante sur l'anisotropie de la peau qui sera exploitée dans la méthode d'identification développée.

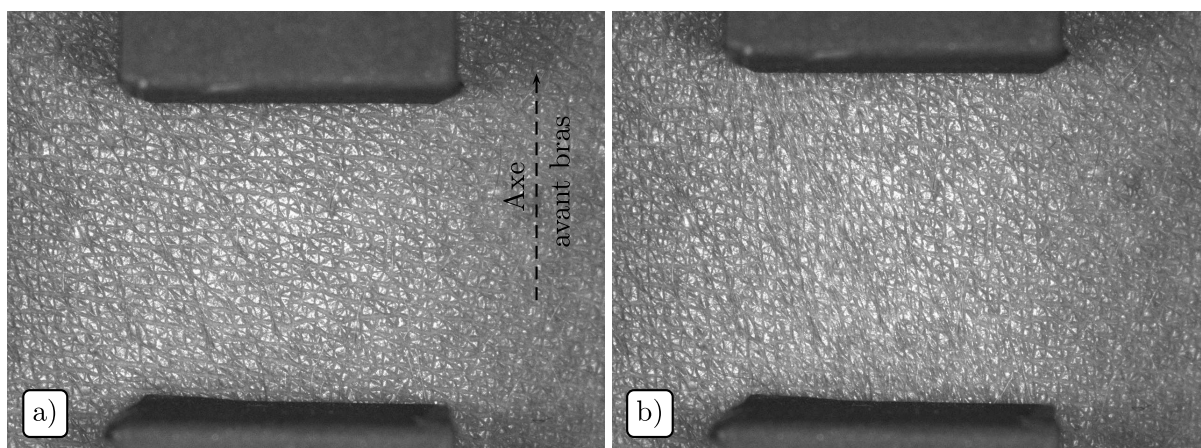


FIG. 3.20 – Sujet n°7. Exemple d'images obtenues lors de l'essai à 0°. a) Image référence. b) Image déformée.

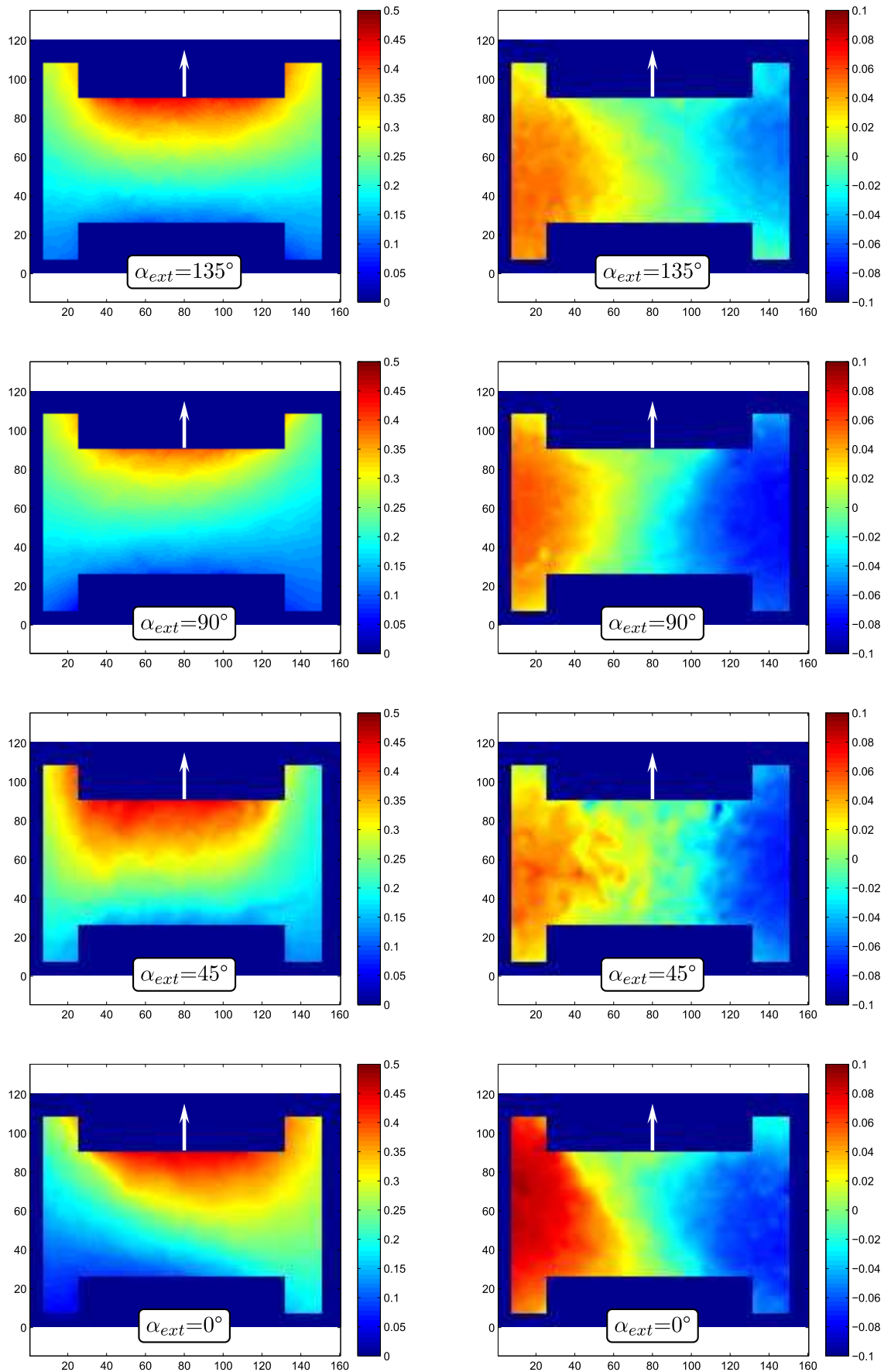


FIG. 3.21 – Sujet n°7. Champs suivant \vec{y} (colonne gauche) et \vec{x} (colonne droite) pour les différentes directions. α_{ext} est l'angle entre l'axe de l'avant bras et la direction de l'essai.

3.4 Identification des propriétés mécaniques de la peau

Les résultats présentés ci-dessus montrent clairement la capacité de l'essai d'extension à caractériser l'anisotropie de la peau. Une différence sur la forme et sur l'amplitude des efforts mesurés semble également exister entre le groupe jeune et le groupe âgé. Afin d'aller plus loin et déterminer ainsi les propriétés mécaniques de la peau, nous choisissons de modéliser l'essai et de combiner cette modélisation à un processus d'identification. Le principe est de simuler l'essai numériquement et de comparer les résultats obtenus aux résultats expérimentaux, puis de minimiser l'erreur entre les deux. L'approche expérimentale réalisée nous conduit tout naturellement à associer mesure des efforts et mesure des champs de déplacements. Plusieurs méthodes basées sur ce principe existent [Avril2008]. Nous avons choisi de développer un modèle EF combiné à une minimisation d'une fonction coût à l'aide d'un algorithme d'optimisation. Le logiciel utilisé pour la modélisation est Abaqus® (Dassault Systèmes). Il est combiné au logiciel Matlab® pour la partie optimisation et interpolation des résultats. Une présentation succincte de la théorie de l'élasticité linéaire est tout d'abord effectuée afin de faciliter la compréhension des paramètres matériaux identifiés.

3.4.1 Éléments préliminaires - élasticité linéaire

Dans le cadre de l'élasticité linéaire, le comportement d'un matériau anisotrope est complètement décrit par une matrice symétrique de 21 constantes permettant de relier le tenseur des contraintes $\bar{\sigma}$ [Pa] au tenseur des déformations $\bar{\epsilon}$ [Berthelot2005] :

$$[\sigma] = [C] \cdot [\epsilon] \quad (3.32)$$

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ & & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ & & & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ & & & & C_{55} & C_{56} \\ & & & & & C_{66} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \\ \epsilon_4 \\ \epsilon_5 \\ \epsilon_6 \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

La matrice $[C]$ est appelée matrice de rigidité du matériau. Dans le cas d'un matériau orthotrope, c'est-à-dire un matériau possédant trois plans de symétrie perpendiculaires deux à deux, il existe un repère dit repère d'orthotropie dans lequel la relation 3.33 devient :

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ & & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ & & & C_{44} & 0 & 0 \\ & & & & C_{55} & 0 \\ & & & & & C_{66} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \\ \epsilon_4 \\ \epsilon_5 \\ \epsilon_6 \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

La matrice $[S]$, inverse de la matrice $[C]$, est appelée matrice de souplesse du matériau. Elle relie les déformations aux contraintes par la relation :

$$[\epsilon] = [S] \cdot [\sigma] \quad (3.35)$$

$$\begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \\ \epsilon_4 \\ \epsilon_5 \\ \epsilon_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ & S_{22} & S_{23} & 0 & 0 & 0 \\ & & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ & & & S_{44} & 0 & 0 \\ & & & & S_{55} & 0 \\ & & & & & S_{66} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

Cette matrice permet de remonter aux constantes de l'ingénieur par la relation suivante :

$$\begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ & S_{22} & S_{23} & 0 & 0 & 0 \\ & & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ & & & S_{44} & 0 & 0 \\ & & & & S_{55} & 0 \\ & & & & & S_{66} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{-\nu_{13}}{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ & \frac{1}{E_2} & \frac{-\nu_{23}}{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ & & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ & & & & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ & & & & & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \quad (3.37)$$

avec E_1, E_2, E_3 [Pa] respectivement les modules d'Young dans les directions 1, 2 et 3, G_{23}, G_{13} et G_{12} [Pa] respectivement les modules de cisaillement entre les directions 1, 2 et 3, et ν_{12}, ν_{13} et ν_{23} les coefficients de Poisson entre les directions 1, 2 et 3. Dans le cas d'un état de contraintes planes, le tenseur des contraintes $\sigma_{(M)}$ en un point M s'écrit sous la forme :

$$\sigma_{(M)} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & 0 \\ \sigma_{xy} & \sigma_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & \sigma_6 & 0 \\ \sigma_6 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.38)$$

La relation 3.36 s'écrit alors :

$$\begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \\ 0 \\ 0 \\ \epsilon_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ & S_{22} & S_{23} & 0 & 0 & 0 \\ & & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ & & & S_{44} & 0 & 0 \\ & & & & S_{55} & 0 \\ & & & & & S_{66} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} \quad (3.39)$$

On voit que les termes S_{13} et S_{23} interviennent uniquement dans la déformation transverse du matériau, et que les termes S_{44} et S_{55} n'interviennent pas. On se retrouve alors avec un matériau complètement décrit par E_1, E_2, ν_{12} et G_{12} . On note α_{ortho} [°] l'angle entre la direction de traction de l'essai et la direction 1 du repère d'orthotropie du matériau.

3.4.2 Modèle EF : description et validation

L'étape la plus importante lors d'une modélisation par EF est de définir les éléments constitutifs du modèle (géométrie, conditions aux limites, chargement...) qui vont être utilisés afin d'être le plus proche de l'essai réel. En général, la modélisation implique de poser des hypothèses (souvent simplificatrices) qui doivent rester réalistes. Les différentes étapes menées pour la construction du modèle sont décrites ci-dessous.

3.4.2.1 Géométrie et conditions aux limites du modèle

La géométrie du modèle doit représenter au mieux la réalité de l'essai. [Delalleau2007] montre que lors d'un essai d'extension les couches sous jacentes ont une influence minime sur la mesure de l'effort. Ce point nous conduit à utiliser un modèle en deux dimensions avec l'hypothèse des contraintes planes. Deux choix se sont alors offerts quant à la zone modélisée :

- *Zone de mesure seule.* Dans ce cas, les conditions aux limites imposées peuvent être celles mesurées expérimentalement.
- *Zone globale autour de la zone de mesure.* On modélise alors toute la zone autour des patins par une plaque de géométrie donnée, en appliquant des conditions aux limites les plus réalistes possibles.

Nous avons choisis d'utiliser la 2^{ème} solution. La 1^{ère} sera discutée dans les perspectives de ces travaux.

Le modèle utilisé est donc une plaque carrée de côté d_n [m] avec les deux patins centrés sur cette plaque et modélisés chacun par une zone de 10×10 mm² rigidement liée à un point. Afin d'optimiser les dimensions et conditions aux limites du modèle, on teste différentes tailles ($d_n = 50, 100, 200$ et 400 mm) et conditions (libre aux bords, encastré sur les cotés droit et gauche, encastré sur les cotés haut et bas, encastré sur les 4 cotés) afin d'observer l'influence de ces paramètres sur les efforts mesurés sur les patins fixe et mobile. Les paramètres matériaux utilisés sont $E_1=1$ MPa, $E_2=0.5$ MPa, $G_{12}=0.4$ MPa, $\nu_{12}=0.3$ et $\alpha_{ortho}=20^\circ$. L'axe vertical du modèle noté \vec{y} est l'axe d'extension, avec un déplacement vertical du patin mobile de 0.5 mm. Les résultats obtenus sont donnés figure 3.22.

Pour des conditions aux limites libres, l'effort sur le patin fixe est identique à l'effort sur le patin mobile. On se retrouve alors dans une situation équivalente à un essai symétrique ce qui n'est pas réaliste vis-à-vis de l'essai réel. On voit que l'encastrement des cotés permet d'introduire une dissymétrie. On observe peu de variations suivant l'encastrement et la taille du modèle pour le patin fixe comparé aux variations de l'effort sur le patin mobile. On observe également que les efforts du patin fixe et du patin mobile semblent tendre vers la même valeur pour un modèle dont le côté d_n est grand. Afin de modéliser la différence effort fixe - effort mobile et de garder une cohérence des conditions aux limites entre elles, nous choisissons d'utiliser un modèle avec les 4 cotés encastrés. La taille du modèle a été déterminée en se basant sur le rapport de l'effort du patin fixe sur l'effort du patin mobile. Ce rapport oscille entre 1.7 et 2.7 expérimentalement avec une moyenne à 2.08. Une taille de modèle de 100 mm donne un rapport de 2.02, nous choisissons donc d'utiliser cette dimension. Cette taille est de plus cohérente vis-à-vis des dimensions réelles de l'avant bras.

Concernant le maillage du modèle, on utilise des éléments quadratiques excepté sur la zone de mesure (prise légèrement plus grande que la zone réelle) qui est maillée avec des éléments triangulaires, ceci afin d'utiliser l'interpolation décrite section 3.4.2.5. Une intégration réduite est faite.

3.4.2.2 Résultats utilisés, chargement, fonction coût, algorithme et paramétrisation

La méthode développée se base en grande partie sur les travaux de [Silva2009]. Cet auteur a étudié de manière très exhaustive l'identification de propriétés matériaux combinant méthode de mesure de champs et modèle EF.

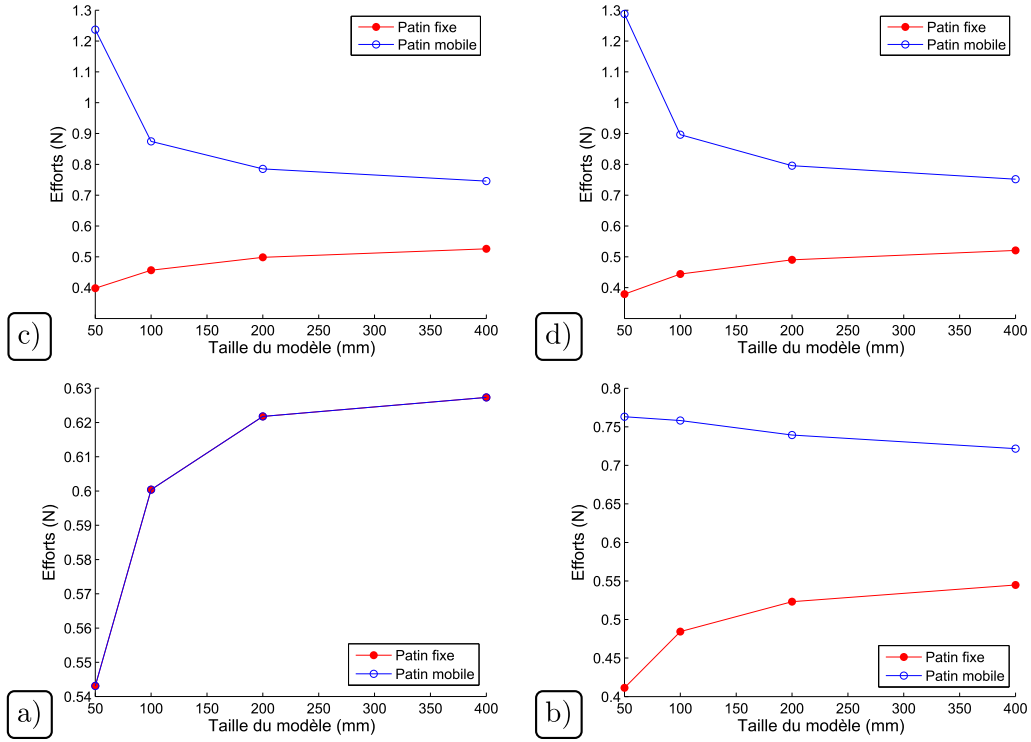


FIG. 3.22 – Efforts sur les patins suivant la taille du modèle et les conditions limites. a) Libre aux bords. b) Encastré sur les cotés droit et gauche. c) Encastré sur les cotés haut et bas. d) Encastré sur les 4 cotés.

Résultats utilisés D’après l’expérience de [Silva2009], il semble que les fonctions coût utilisant les déformations sont plus dépendantes du maillage utilisé que les fonctions coût utilisant les déplacements. Cette dépendance est due au fait que la méthode EF produit des champs de déplacements continus alors que les champs de déformations sont seulement continus par morceaux. Nous choisissons donc d’utiliser les déplacements obtenus à l’issue de l’étape de reconstruction dans la fonction coût.

Chargement Le choix du paramètre pour le chargement du modèle est important. Il conditionne notamment la fonction coût utilisée. Deux paramètres peuvent être utilisés :

- *Application d’une force sur le patin mobile.* Dans ce cas là, on identifie les paramètres qui vont fitter au mieux les champs de déplacements à partir d’une fonction coût utilisant uniquement ces déplacements. A noter que la translation du patin mobile est bloquée suivant la direction \vec{x} .
- *Application d’un déplacement sur le patin mobile.* Cette solution, utilisée par exemple par [Tran2007], induit l’utilisation de la force dans la fonction coût, nécessitant une pondération entre le résidu provenant de la force et le résidu provenant des champs de déplacements.

Les fonctions coûts ayant guidées le choix du chargement sont décrites ci-dessous.

Fonction coût De nombreuses fonctions coût peuvent être utilisées lors d’une identification par approche inverse. Dans le cas d’un modèle avec chargement en effort, la fonction fait intervenir uniquement les champs de déplacements mesurés. [Silva2009] propose une fonction

normalisée centrée dont les composantes J_u suivant \vec{x} et J_v suivant \vec{y} sont séparées. On note $u_{(i)}^m$ et $v_{(i)}^m$ les déplacements expérimentaux mesurés respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} au noeud i , $u_{(i)}^s$ et $v_{(i)}^s$ les déplacements simulés respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} , \bar{u}^m et \bar{v}^m les moyennes des déplacements expérimentaux respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} , \bar{u}^s et \bar{v}^s les moyennes des déplacements simulés respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} , et N le nombre de points de mesure. Dans le cas d'un seul essai, la fonction coût F_{c0} proposée s'écrit alors :

$$F_{c0} = J_{u0} + J_{v0} \quad (3.40)$$

$$J_{u0} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \left(\frac{(u_{(i)}^m - \bar{u}^m) - (u_{(i)}^s - \bar{u}^s)}{\max(u^m) - \min(u^m)} \right)^2 \quad (3.41)$$

$$J_{v0} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \left(\frac{(v_{(i)}^m - \bar{v}^m) - (v_{(i)}^s - \bar{v}^s)}{\max(v^m) - \min(v^m)} \right)^2 \quad (3.42)$$

Des essais sur notre modèle montrent que le centrage de la fonction par rapport aux moyennes induit une erreur sur l'optimisation du résidu sur les déplacements, ce point ayant apparemment été ajouté afin de prendre en compte un éventuel déplacement de mode de corps rigide. Nous gardons cependant la séparation des composantes suivant \vec{x} et \vec{y} afin de garder la notion d'orientation du résidu, ainsi que la normalisation suivant la formulation proposée afin de pondérer chaque essai. Dans le cas d'une combinaison de m essais, la fonction coût F_{c1} utilisée s'écrit alors :

$$F_{c1} = \sum_{j=1}^m [J_{u1,j} + J_{v1,j}] \quad (3.43)$$

$$J_{u1,j} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \left(\frac{u_{(i)}^m - u_{(i)}^s}{\max(u^m) - \min(u^m)} \right)^2 \quad (3.44)$$

$$J_{v1,j} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \left(\frac{v_{(i)}^m - v_{(i)}^s}{\max(v^m) - \min(v^m)} \right)^2 \quad (3.45)$$

$J_{u1,j}$ et $J_{v1,j}$ étant les résidus respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} à l'essai j . Dans le cas d'un modèle avec chargement en déplacement, il est nécessaire de combiner efforts et déplacements. On peut utiliser soit l'effort fixe, soit l'effort mobile, soit les deux. Un facteur de pondération λ_f est alors introduit entre les deux grandeurs, donnant une fonction coût F_{c2} de la forme :

$$F_{c2} = \sum_{j=1}^m [\lambda_f \cdot (J_{u1,j} + J_{v1,j}) + (1 - \lambda_f) \cdot J_{f,j}] \quad (3.46)$$

$$J_{f,j} = \left(\frac{F^m - F^s}{F^m} \right)^2 \quad (3.47)$$

$J_{f,j}$ étant le résidu en force à l'essai j , avec F^m [N] la force expérimentale, F^s [N] la force simulée à l'essai j . La normalisation du résidu en effort permet de garder l'homogénéité de la fonction F_{c2} . Dans le cas d'un essai parfait, la solution trouvée sera unique. Dans un cas réel où du bruit et des erreurs (de mesure ou de modélisation) sont présents, cette approche risque de donner une dépendance du résultat au choix du facteur λ_f , qui va soit favoriser les champs de déplacements, soit favoriser les efforts. Afin d'éviter cette ambiguïté, nous choisissons d'utiliser un chargement en effort.

la peau, elle nous a permis de mettre en place et de valider les outils développés. Afin d'être cohérent avec cette loi, on ne traitera que les résultats obtenus à 5 % de déformation afin de rester le plus possible dans la zone linéaire du comportement de la peau (cf. figure 1.9).

D'après [Alexander1977] et [Khatyr2004a], la peau présente pour la majorité des personnes sur l'avant bras un comportement orthotrope. Nous décidons d'utiliser cette loi présentant peu de paramètres tout en permettant l'identification de l'anisotropie du matériau. L'ensemble du comportement va alors être décrit (cf. théorie préliminaire section 3.4.1) par les modules E_1 , E_2 et G_{12} , le coefficient de Poisson ν_{12} et l'angle d'orientation α_{ortho} .

3.4.2.4 Etude théorique du modèle EF

Afin d'évaluer l'efficacité de l'algorithme d'identification sur le modèle défini, plusieurs points ont été étudiés. Les paramètres matériaux utilisés sont ceux définis ci-dessus pour l'étude de l'influence des conditions limites.

Cartographies de sensibilité Les cartographies de sensibilité, c'est-à-dire la variation de la fonction coût (notée S_c) autour de la solution ont été calculées pour chaque paramètre. Les résultats sont représentés figure 3.24.

On voit qu'excepté α_{ortho} , aucun paramètre pris séparément n'a de minimum local. On observe pour ce paramètre deux minima locaux à un angle de -70° et à un angle de 65° . Le 1^{er} correspond certainement à la solution conjuguée, située à 90° de la solution optimale. Le 2nd est plus gênant car il ne semble pas correspondre particulièrement à une solution évidente. On observe globalement que l'augmentation du nombre d'essais rend la fonction coût plus pentue au voisinage de la solution, ce qui va favoriser la vitesse de convergence du calcul.

Le même calcul est effectué, mais en faisant varier les paramètres deux à deux. Les résultats sont représentés figures 3.25 et 3.26.

Les cartographies croisées ainsi obtenues montrent l'éventuelle dépendance de la fonction coût à une combinaison de deux paramètres. On voit que la plupart des paramètres sont découplés, avec une légère dépendance entre E_1 et ν_{12} , G_{12} et ν_{12} . On voit également que le paramètre ayant le moins de sensibilité vis-à-vis des autres est le module de cisaillement G_{12} .

Conditionnement du système - matrice Hessienne La matrice Hessienne d'une fonction numérique $f(x_1, x_1, \dots, x_n)$ est la matrice carrée, notée $H(f)$, de ses dérivées partielles secondes. Elle s'écrit :

$$H(f) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x_1^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_n} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2^2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n^2} \end{bmatrix} \quad (3.48)$$

Cette matrice est calculée pour la fonction coût autour de la solution (on prend les valeurs exactes + 1 %) et permet l'étude du conditionnement du système par le calcul du rapport $r_\lambda = \lambda_{max}/\lambda_{min}$ défini comme le rapport de la plus grande valeur propre de $H(f)$ sur la plus petite. Plus r_λ est faible et plus le système est bien conditionné. Un rapport de 1 équivaut à

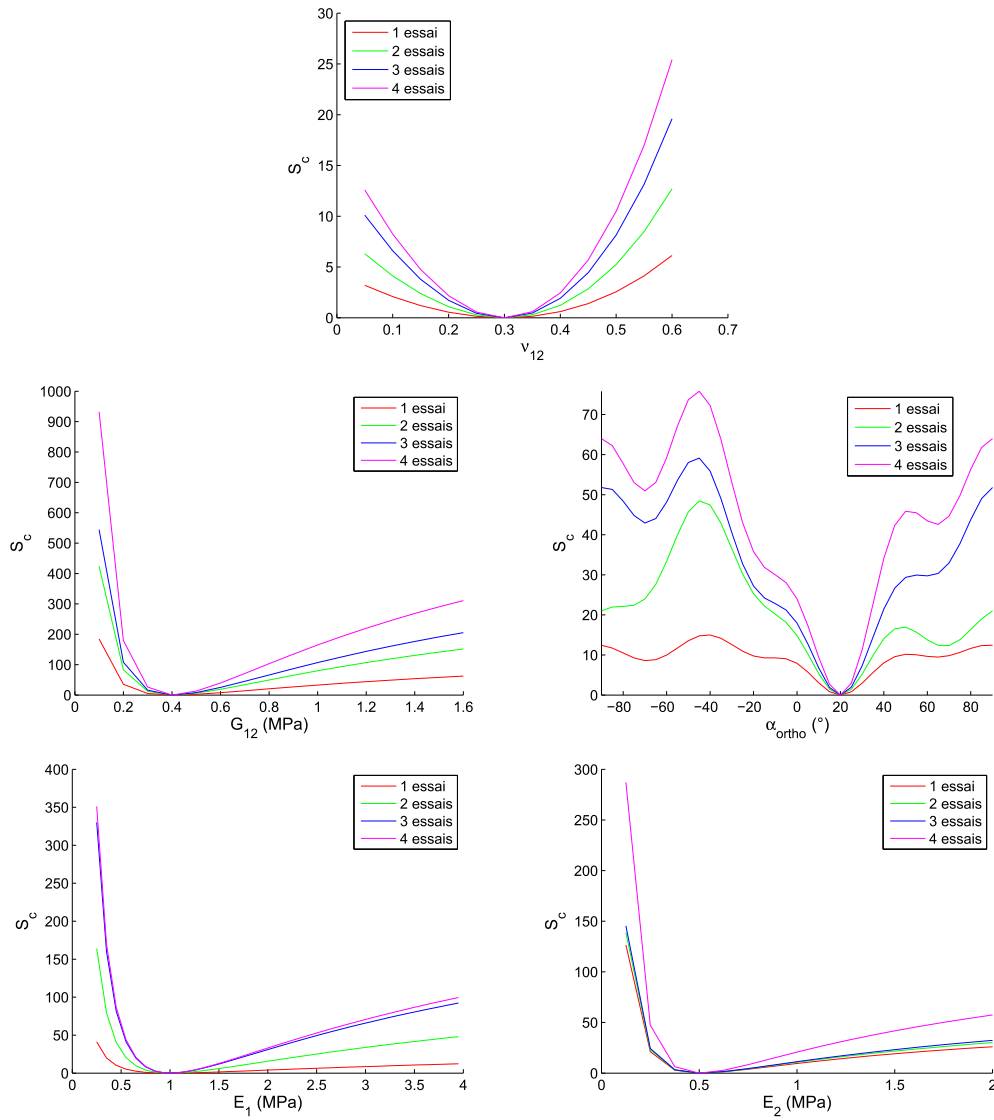


FIG. 3.24 – Cartographies de sensibilité 1D.

une fonction coût sensible de la même façon à tous les paramètres. Un rapport grand indique au contraire que l'un des paramètres risque d'être moins bien identifié vis-à-vis des autres. Le calcul s'est fait avec ν_{12} fixe et libre pour différentes combinaisons d'essais, à savoir un essai seul, deux essais à 0 et 45°, trois essais à 0, 45 et 90° et quatre essais à 0, 45, 90 et 135 ° afin d'avoir les données correspondantes aux essais expérimentaux effectués. Les résultats sont tableau 3.8.

ν_{12}	1 essai	2 essais	3 essais	4 essais
Libre	258.8	37.49	29.47	37.06
Fixe	99.06	7.07	8.13	6.9

TAB. 3.8 – Conditionnement de la matrice Hessienne. Valeurs de r_λ .

On voit que le conditionnement s'améliore d'un facteur 14 pour ν_{12} fixe et d'un facteur 8 pour

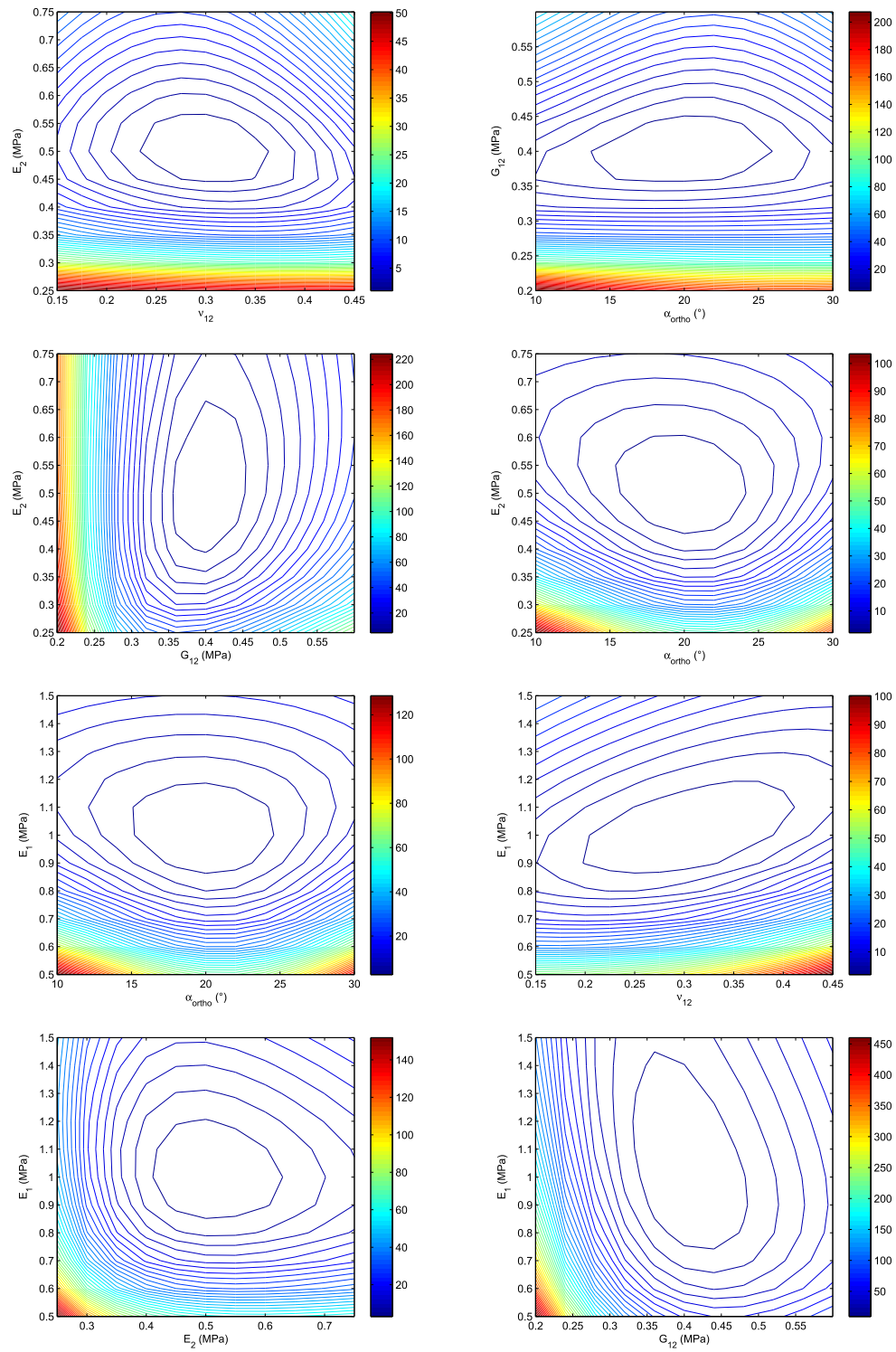


FIG. 3.25 – Cartographies de sensibilité 2D, partie 1.

ν_{12} libre lorsque l'on combine les essais. Il est intéressant de noter que le facteur r_λ n'est pas forcément minimal pour une combinaison de quatre essais. En effet, toutes les grandeurs à identifier ne sont pas forcément sollicitées de manière homogène en rajoutant un essai. On voit

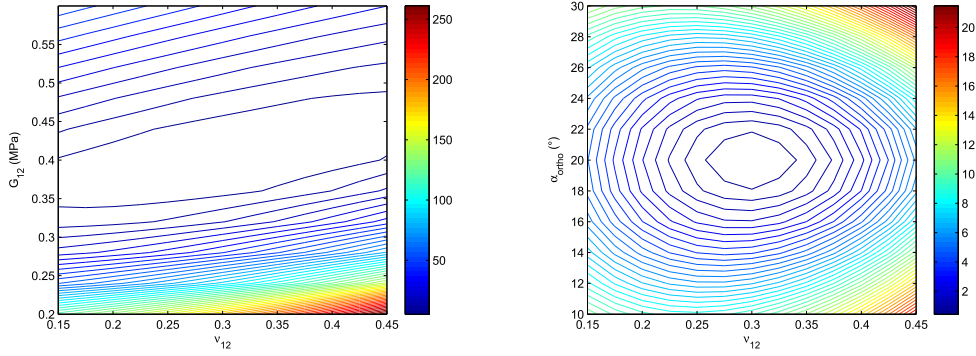


FIG. 3.26 – Cartographies de sensibilité 2D, partie 2.

également qu'un système avec ν_{12} libre est moins bien conditionné et va donc être plus long à identifier qu'un système avec ν_{12} fixe.

Influence des conditions initiales Afin de déterminer la capacité du modèle à identifier les paramètres matériaux en fonction de la solution de départ, on essaye, à partir de cartographies simulées, de retrouver la solution en variant les conditions initiales. On teste 10 jeux de paramètres définis aléatoirement sur une plage G prise pour chaque paramètre P_i comme étant :

$$G = [P_i/4; P_i \times 4] \quad (3.49)$$

excepté pour ν_{12} pris entre 0.05 à 0.6 et α pris entre -45° à 45° . Les jeux de conditions initiales ainsi définis sont tableau 3.9. Les différentes combinaisons d'essais définis ci-dessus sont testées avec ν_{12} fixe et ν_{12} libre. Les résultats sont tableaux 3.10 et 3.11. Les lignes des tableaux sont colorées en vert lorsque l'identification a réussie, en rouge lorsqu'elle a échouée, et en orange lorsque la solution conjuguée (cf. ci-dessous) est déterminée.

E_1	E_2	G_{12}	$\alpha_{ortho} (^\circ)$	ν_{12}
0.33	0.34	0.15	-10.60	0.52
1.04	0.10	0.37	-20.73	0.10
0.49	0.24	0.86	16.67	0.49
1.29	0.76	1.43	17.06	0.55
0.79	0.73	0.49	-13.60	0.26
0.50	1.27	0.97	4.39	0.55
1.28	1.45	0.88	39.93	0.49
0.27	0.06	0.11	36.87	0.56
1.10	1.13	1.15	-38.69	0.51
1.47	1.19	0.16	-9.14	0.40

TAB. 3.9 – Conditions initiales en [MPa] générées aléatoirement.

Les résultats obtenus montrent que pour ν_{12} fixe, on retrouve les paramètres pour tous les jeux de conditions initiales avec les quatre essais combinés. On note que lorsque ν_{12} est libéré, les

1 essai						2 essais					
n	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α_{ortho} (°)	n	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α_{ortho} (°)
1	2.48	0.66	0.20	0.30	-16.26	1	2.03	0.37	0.68	0.30	-9.02
2	2.46	0.66	0.20	0.30	-16.21	2	2.50	0.60	0.31	0.30	-7.40
3	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	3	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
4	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	4	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
5	2.47	0.66	0.20	0.30	-16.24	5	0.50	0.89	0.43	0.30	-74.36
6	2.47	0.66	0.20	0.30	-16.23	6	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
7	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	7	1.00	0.50	0.40	0.30	20.08
8	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	8	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
9	0.51	0.55	0.37	0.30	-62.45	9	0.50	0.89	0.43	0.30	-74.36
10	2.48	0.66	0.20	0.30	-16.23	10	0.50	0.89	0.43	0.30	-74.37
3 essais						4 essais					
n	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α_{ortho} (°)	n	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α_{ortho} (°)
1	1.00	0.50	0.40	0.30	20.00	1	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
2	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	2	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
3	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	3	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
4	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	4	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
5	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	5	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
6	1.00	0.50	0.40	0.30	19.98	6	1.00	0.50	0.40	0.30	20.00
7	1.00	0.50	0.40	0.30	20.00	7	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
8	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	8	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
9	0.50	0.91	0.42	0.30	-72.76	9	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
10	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02	10	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02

TAB. 3.10 – Valeurs identifiées en [MPa] à partir de 10 jeux de conditions initiales, ν_{12} fixe.

paramètres matériaux sont identifiés dès trois essais, puisque les valeurs identifiées en orange correspondent à la solution conjuguée : les valeurs de E_1 et E_2 sont alors interverties, G_{12} ne change pas, α_{ortho} devient égal à -70° (ou 110°) et le coefficient de Poisson identifié est alors ν_{21} donné par :

$$\nu_{21} = \nu_{12} \cdot \frac{E_2}{E_1} \quad (3.50)$$

soit 0.15, ce qui correspond à la valeur identifiée.

1 essai					
n	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α_{ortho} (°)
1	1.02	0.70	0.22	0.00	-19.67
2	1.01	0.71	0.22	0.00	-19.63
3	1.00	0.50	0.40	0.30	20.04
4	1.00	0.50	0.40	0.30	20.04
5	1.04	0.70	0.22	0.00	-19.68
6	1.02	0.71	0.22	0.00	-19.67
7	1.00	0.50	0.40	0.30	20.04
8	1.07	0.39	0.30	0.00	40.85
9	0.50	1.00	0.40	0.15	-69.95
10	1.00	0.50	0.40	0.30	20.05
3 essais					
n	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α_{ortho} (°)
1	1.00	0.50	0.40	0.30	20.01
2	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
3	1.00	0.50	0.40	0.30	20.03
4	1.00	0.50	0.40	0.30	20.03
5	1.00	0.50	0.40	0.30	20.01
6	1.00	0.50	0.40	0.30	20.01
7	1.00	0.50	0.40	0.30	20.03
8	1.00	0.50	0.40	0.30	20.03
9	1.00	0.50	0.40	0.30	20.01
10	0.50	1.00	0.40	0.15	-69.99

2 essais					
n	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α_{ortho} (°)
1	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
2	2.50	0.60	0.31	0.40	-7.43
3	1.00	0.50	0.40	0.30	20.03
4	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
5	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
6	1.00	0.50	0.40	0.30	20.01
7	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
8	1.02	0.39	0.30	0.03	42.43
9	2.50	0.60	0.31	0.41	-7.47
10	2.50	0.60	0.31	0.40	-8.06
4 essais					
n	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α_{ortho} (°)
1	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
2	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
3	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
4	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
5	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
6	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
7	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02
8	1.00	0.50	0.40	0.30	20.03
9	0.50	1.00	0.40	0.15	-69.98
10	1.00	0.50	0.40	0.30	20.02

TAB. 3.11 – Valeurs identifiées en [MPa] à partir de 10 jeux de conditions initiales, ν_{12} libre.

3.4.2.5 Interpolation des champs de déplacements expérimentaux

L'étude théorique développée ci-dessus ne nécessitait pas d'interpolation puisque les noeuds des données expérimentales et simulées étaient identiques. Dans le cas réel, les données en provenance de la reconstruction des champs ne sont pas exprimées aux mêmes points que les données numériques. Avant d'effectuer l'identification, il est donc nécessaire d'interpoler les données expérimentales aux coordonnées des noeuds du maillage EF. On se sert pour cela des fonctions de forme des éléments triangulaires utilisés.

On considère un élément E_j composé des noeuds P_i de coordonnées respectives (x_i, y_i) avec $i = 1, 2, 3$. Chaque noeud subit un déplacement expérimental U_i de composantes $U_{i,x}$ et $U_{i,y}$ respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} . On cherche à trouver le déplacement U_D de composantes $U_{D,x}$ et $U_{D,y}$ en un point D de coordonnées (x_D, y_D) appartenant à l'élément E_j (cf. figure 3.27).

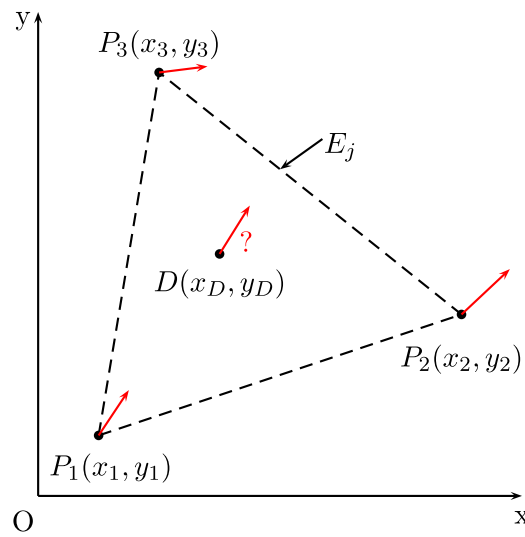


FIG. 3.27 – Représentation des données géométriques pour l'interpolation.

Chaque fonction de forme N_i est égale à 1 au noeud i et égale à 0 aux autres noeuds. Le déplacement interpolé U_D au point D est alors donné par :

$$U_D = N_1(x_D, y_D).U_1 + N_2(x_D, y_D).U_2 + N_3(x_D, y_D).U_3 \quad (3.51)$$

avec :

$$N_1 = 1/(2A).[(x_2.y_3 - x_3.y_2) + (y_2 - y_3).x_D + (x_3 - x_2).y_D] \quad (3.52)$$

$$N_2 = 1/(2A).[(x_3.y_1 - x_1.y_3) + (y_3 - y_1).x_D + (x_1 - x_3).y_D] \quad (3.53)$$

$$N_3 = 1/(2A).[(x_1.y_2 - x_2.y_1) + (y_1 - y_2).x_D + (x_2 - x_1).y_D] \quad (3.54)$$

$$A = \left| \frac{x_1.y_3 - x_1.y_2 + x_2.y_1 - x_2.y_3 + x_3.y_2 - x_3.y_1}{2} \right| \quad (3.55)$$

A noter que l'identification de l'élément d'appartenance du point D est faite à l'aide de la fonction `tsearch` de Matlab®.

3.4.3 Résultats expérimentaux

Suite aux résultats de l'étude théorique, l'identification des paramètres matériaux de la peau à partir des essais expérimentaux a été réalisée pour deux configurations :

- ν_{12} *fixé*. Les résultats de la littérature sont en général déterminés avec ce paramètre fixé. Nous choisissons d'effectuer une 1^{ère} identification en fixant ce paramètre à 0.3, comme cela a été fait dans les travaux de [Khatyr2004a].
- ν_{12} *libre*. Une 2^{ème} identification a été faite en libérant ce paramètre.

Les conditions initiales prises sont $E_1=E_2=0.067$ MPa, $G_{12}=0.02$ MPa, $\alpha_{ortho}=0^\circ$ et $\nu_{12}=0.3$. Afin de minimiser l'influence des conditions initiales et d'optimiser la sensibilité à chaque paramètre, nous choisissons de combiner les quatre essais réalisés. Les résultats obtenus pour chaque sujet sont en annexe tableau A.1. A noter que des problèmes lors des mesures sur les sujets 5, 10, 12, 13, 15 et 20 n'ont pas permis d'avoir les données suffisantes pour l'identification. Les moyennes par groupe sont représentées en boxplot figure 3.28. Les valeurs exactes obtenues sont tableau 3.12. L'analyse ANOVA entre les deux groupes n'a pas donné de différences significatives (cf. tableau 3.13).

ν_{12}	Groupe	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α
Libre	Jeune	0.040 ± 0.007	0.146 ± 0.069	0.014 ± 0.004	0.062 ± 0.061	37.57 ± 6.52
Libre	Âgé	0.029 ± 0.010	0.130 ± 0.068	0.012 ± 0.005	0.109 ± 0.045	44.94 ± 9.35
Fixe	Jeune	0.043 ± 0.011	0.115 ± 0.048	0.016 ± 0.005	0.3	41.583 ± 12.69
Fixe	Âgé	0.036 ± 0.014	0.109 ± 0.056	0.013 ± 0.005	0.3	45.418 ± 9.68

TAB. 3.12 – Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres matériaux identifiés.

ν_{12}	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α
Variable	0.0569	0.6714	0.3803	0.1254	0.1254
Fixe	0.2851	0.8207	0.2016	-	0.532

TAB. 3.13 – Valeurs p de l'analyse ANOVA entre le groupe jeune et le groupe âgé.

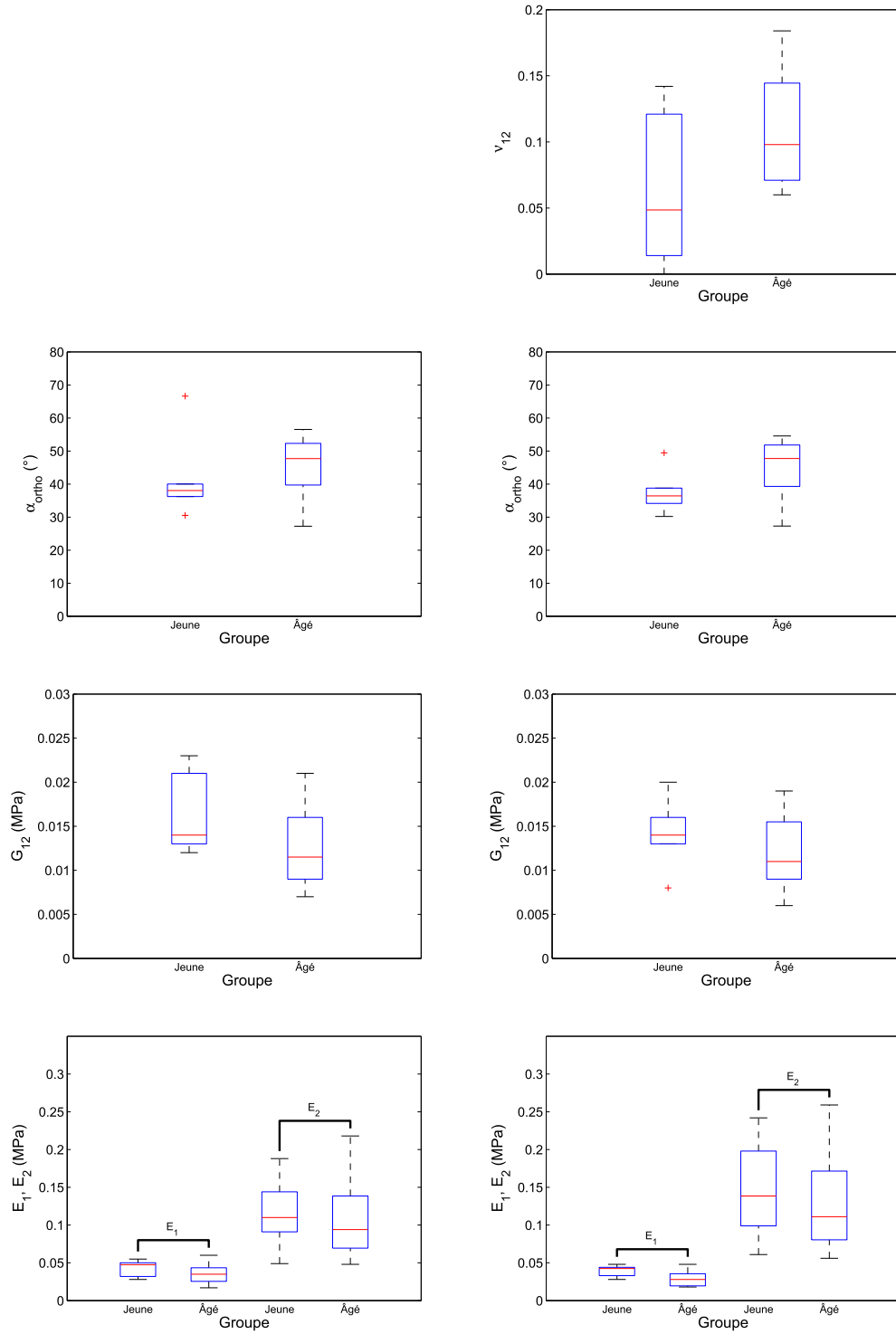


FIG. 3.28 – Paramètres matériaux identifiés par groupe. Colonne de gauche : ν_{12} fixe, colonne de droite : ν_{12} libre.

L'orientation globale des paramètres est représentée figure 3.29.

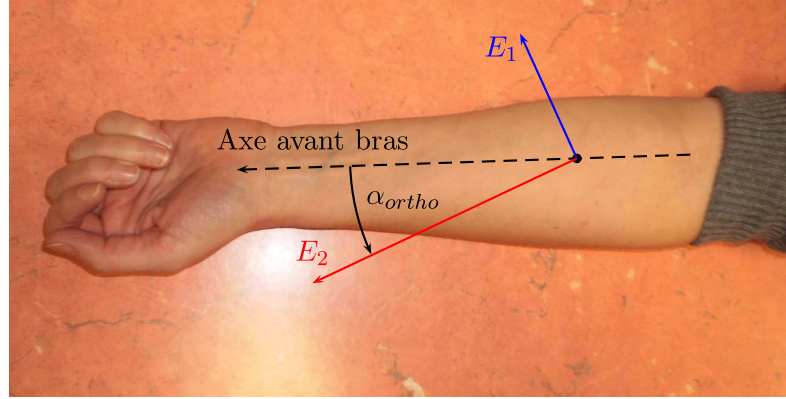


FIG. 3.29 – Directions globales des paramètres matériaux identifiés sur l'avant bras.

Le module apparent suivant une direction de sollicitation formant un angle θ [rad] avec l'axe de l'avant bras est donné par la relation [Berthelot2005] :

$$E_{app}(\theta) = \frac{1}{S'_{11}} \quad (3.56)$$

$$S'_{11} = S_{11}\cos^4\theta + S_{22}\sin^4\theta + (S_{66} + 2S_{12})\sin^2\theta\cos^2\theta \quad (3.57)$$

Ce module est représenté figure 3.30, ainsi que le coefficient de Poisson apparent défini par la relation :

$$\nu_{app}(\theta) = \frac{S'_{12}}{S'_{11}} \quad (3.58)$$

$$S'_{12} = (S_{11} + S_{22} - S_{66})\sin^2\theta\cos^2\theta + S_{12}(\cos^4\theta + \sin^4\theta) \quad (3.59)$$

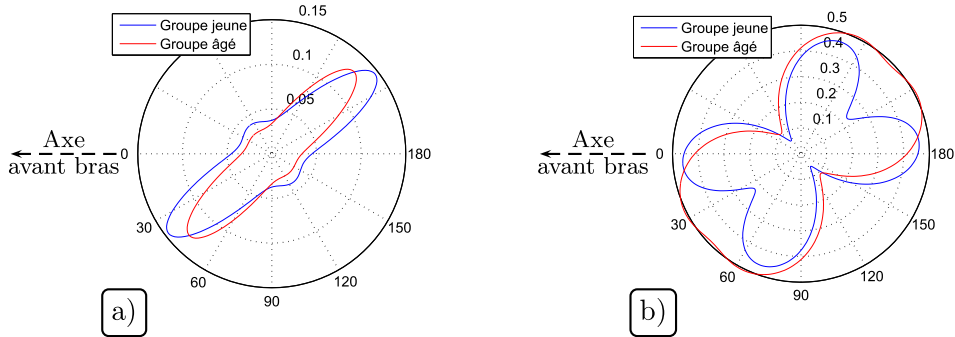


FIG. 3.30 – a) Module apparent en [Pa] et b) coefficient de Poisson apparent suivant la direction de l'axe de sollicitation.

3.4.4 Résidus

Les résidus en déplacement pour chaque sujet et chaque direction sont en annexe tableau A.2. Les valeurs moyennes sont tableau 3.14.

ν_{12}	Groupe	0°	45°	90°	135°	Erreur moyenne
Libre	Jeune	0.065	0.045	0.069	0.032	0.053
Libre	Âgé	0.090	0.059	0.078	0.061	0.072
Libre	Réunis	0.080	0.053	0.074	0.049	0.064
Fixe	Jeune	0.067	0.073	0.085	0.044	0.067
Fixe	Âgé	0.097	0.072	0.085	0.074	0.082
Fixe	Réunis	0.084	0.072	0.085	0.061	0.076

TAB. 3.14 – Valeurs moyennes des résidus en [mm] obtenus sur les champs de déplacements suivant les différentes directions de sollicitation.

Le calcul de l'erreur en force sur le patin fixe a également été fait. Les valeurs par sujet exprimées en pourcentage de l'effort expérimental sont en annexe tableau A.3. Les valeurs moyennes sont tableau 3.15.

ν_{12}	Groupe	0°	45°	90°	135°	Erreur moyenne
Libre	Jeune	17.41	14.66	7.77	25.82	16.42
Libre	Âgé	26.38	15.12	24.16	17.49	20.79
Libre	Réunis	22.54	14.92	17.14	21.06	18.91
Fixe	Jeune	20.14	14.21	10.03	27.19	17.89
Fixe	Âgé	28.57	15.11	21.99	19.33	21.25
Fixe	Réunis	24.96	14.72	16.87	22.70	19.81

TAB. 3.15 – Valeurs moyennes des résidus en force sur le patin fixe en pourcentage de l'effort expérimental pour les différentes directions de sollicitation.

Un exemple de cartographies de résidus (sujet n°7) est représenté figures 3.31 et 3.32. Afin de visualiser l'influence du coefficient de Poisson, les cartographies suivant \vec{x} et \vec{y} sont respectivement à la même échelle.

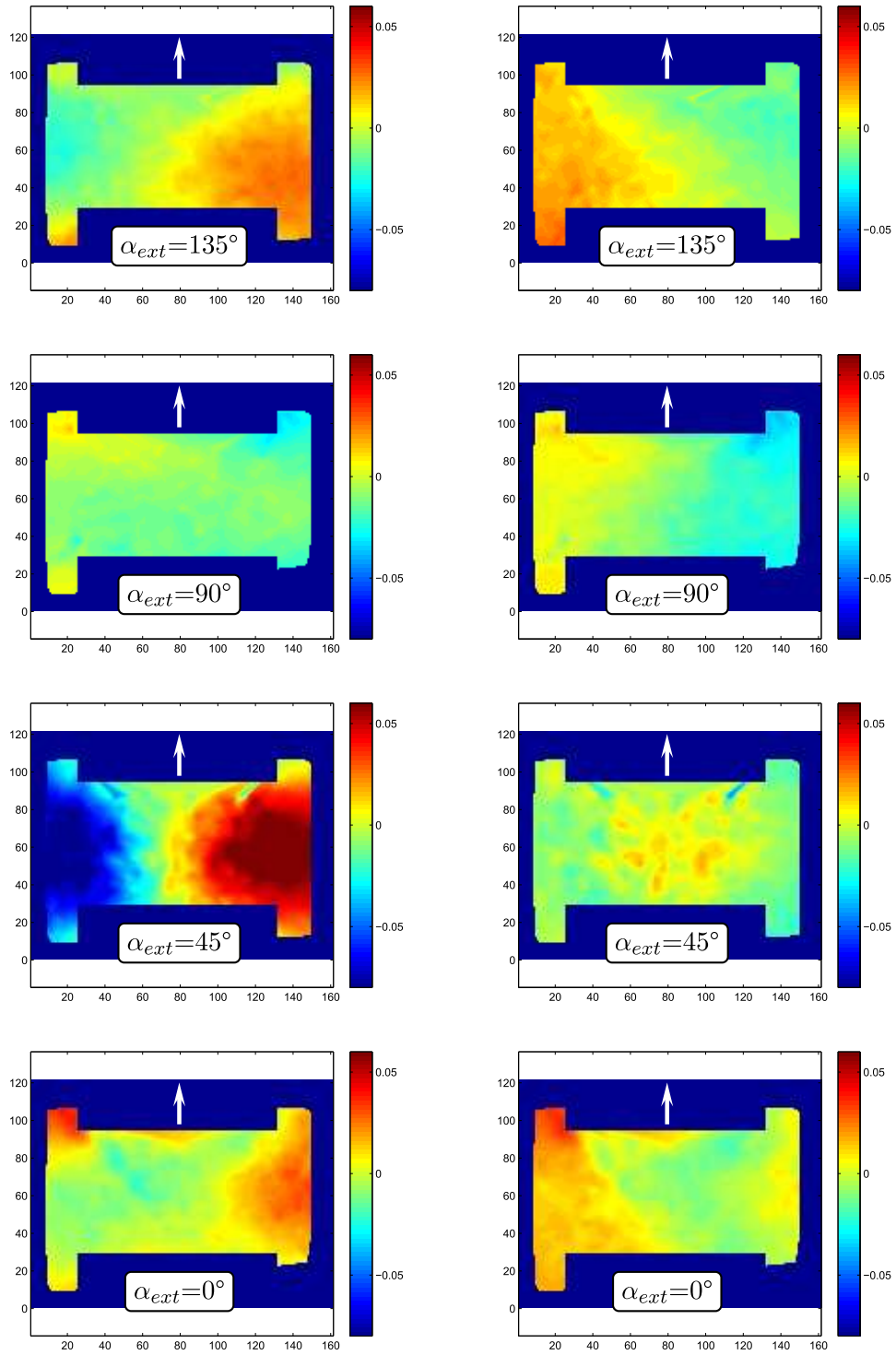


FIG. 3.31 – Résidus suivant l'axe \vec{x} . ν_{12} fixe colonne de gauche et libre colonne de droite. α_{ext} est l'angle entre l'axe de l'avant bras et la direction de l'essai.

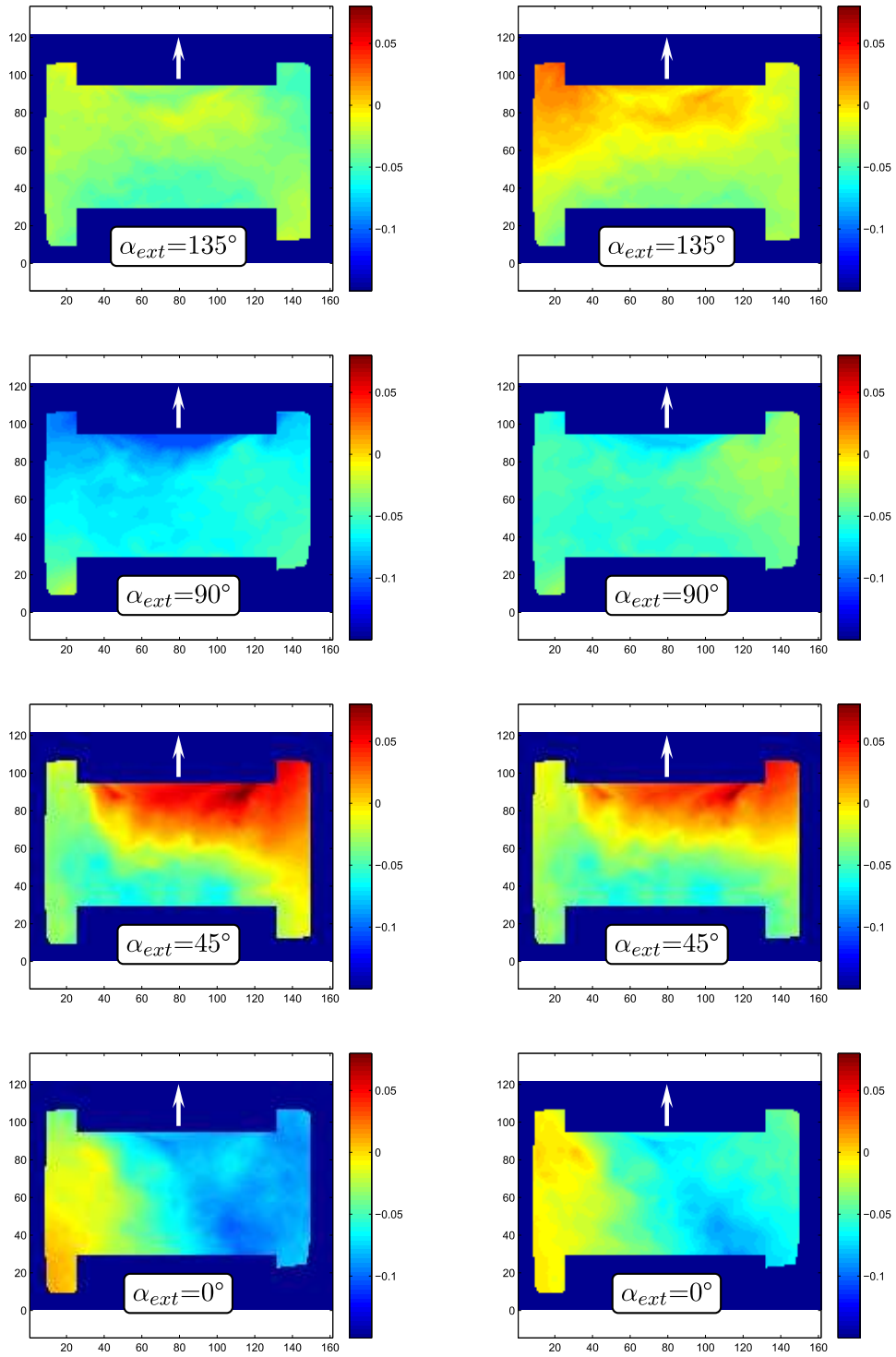


FIG. 3.32 – Résidus suivant l'axe \vec{y} . ν_{12} fixe colonne de gauche et libre colonne de droite. α_{ext} est l'angle entre l'axe de l'avant bras et la direction de l'essai.

3.5 Discussion et synthèse

De la même manière que le chapitre précédent, quelques observations globales peuvent être faites sur ce nouveau dispositif.

Le positionnement des deux patins sur la zone de mesure s'apparente au positionnement d'un indenteur plan sur une surface gauche : il est parfois délicat de déterminer la meilleure inclinaison permettant d'être le plus tangent possible à la surface. Une vérification du positionnement est possible dans notre cas par la mesure simultanée des deux efforts normaux appliqués par les patins qui doivent être égaux. Cette mesure d'effort normal nous semble indispensable sur un matériau aussi mou que la peau lorsqu'une mesure de champs de déplacements est effectuée afin d'éviter de provoquer un déplacement hors plan de la surface lors de l'essai. Nous verrons dans les perspectives qu'une mesure 3D permettra de minimiser l'influence de ce déplacement hors plan.

La validation complète des différentes chaînes d'acquisition et de traitement des signaux a permis d'obtenir des mesures de bonne qualité, quelques problèmes d'écriture de données ayant toutefois rendus inexploitable les images de quelques sujets. La méthode de corrélation combinée à une reconstruction étape par étape nous a permis d'obtenir les champs de déplacements sans l'ajout de mouchetis sur la peau pour des déformations allant jusqu'à 20 %.

L'inconvénient principal de ce dispositif est que la surface de l'ensemble patins + zone de mesure ($30 \times 10 \text{ mm}^2$) est relativement élevée, il est donc clair que les zones de forte courbure seront inaccessibles. On peut également remarquer que le poids important du dispositif interdit une utilisation manuelle.

En extension, les résultats bruts en terme d'efforts montrent l'anisotropie du matériau, avec une différence entre groupe jeune et groupe âgé non seulement au niveau de l'amplitude mais également au niveau de leur distribution. Les efforts plus importants mesurés pour le groupe jeune traduisent une raideur plus importante. L'interprétation de ce résultat sera discuté ci-dessous avec les résultats de l'identification.

En compression, on observe une différence significative au niveau de l'effort transmis par la peau entre les deux patins en fonction de l'âge. Une peau jeune transmet ainsi plus la contrainte générée traduisant une plus grande raideur ce qui est cohérent avec les résultats d'extension. On observe également une différence entre les efforts du patin fixe et du patin mobile avec un facteur relativement important, traduisant l'influence de la zone extérieure à la zone de mesure. Ce phénomène est supprimé par des patins suiveurs sur des dispositifs tels que ceux développés par [Jacquet2008] ou [Lim2008], mais ce rajout implique une augmentation de la taille de la zone de mesure et donc une limitation encore plus grande au niveau des zones accessibles. Cette influence a été dans notre cas utilisée puisqu'elle a permis lors de l'essai d'extension d'optimiser les dimensions du modèle numérique afin d'obtenir un rapport effort fixe/effort mobile cohérent avec l'expérimentation. La mesure du relief au centre des patins lors de la compression a également permis de montrer une différence de comportement en fonction de l'âge : une peau âgée prend une forme bombée de manière plus importante sous l'effet de la compression par rapport à une peau jeune. Ce point peut être expliqué en utilisant les résultats du chapitre précédent qui ont montré une diminution de la tension naturelle de la peau avec l'âge : il est logique que lorsque l'on comprime la peau, elle prenne cette forme bombée d'autant plus facilement que son état de tension naturelle est faible. Cette mesure a également montré qu'un calcul de champs de déplacements lors d'un essai de compression est tout à fait impossible sans prise en compte du déplacement hors plan.

L'interprétation de l'essai d'extension par une modélisation EF combinée à une approche inverse a permis de déterminer les propriétés mécaniques en terme de modules d'élasticité. L'étude théorique menée, que ce soit au niveau du modèle et de ses conditions aux limites ou de l'algorithme d'identification, a permis d'optimiser la modélisation et a clairement montré la capacité de la méthode à identifier tous les paramètres matériaux avec une loi de comportement élastique linéaire orthotrope.

Cette identification complète est nouvelle vis-à-vis d'une méthode utilisant uniquement les efforts où quatre essais impliquent de faire l'hypothèse que ν_{12} est connu, comme cela a été fait dans les travaux de [Khatyr2004a].

Les deux approches menées (ν_{12} fixe et libre) ont montré que dans les deux cas, la hiérarchie des modules entre les deux groupes est la même. L'approche avec ν_{12} libre est toutefois meilleure puisque l'identification de ce paramètre permet de diminuer le résidu sur l'ensemble des cartographies de 15.8 %. Une erreur finale de 12.8 % en moyenne sur les deux groupes est obtenue. La même observation sur l'erreur en force peut être faite, avec une diminution de l'erreur globale de 4.5 %. Cette amélioration est clairement visible sur l'exemple de cartographies de résidus figure 3.31 suivant \vec{x} pour l'essai à 45°, où on observe une uniformisation de l'erreur. On voit que les résidus changent légèrement sur les autres cartographies, avec les mêmes ordres de grandeur. Cette influence du coefficient de Poisson est moins visible suivant l'axe \vec{y} . L'identification de ce paramètre permet donc d'être plus proche de la loi de comportement utilisée. Pour la suite, on raisonnera uniquement sur les valeurs trouvées avec ν_{12} libre.

Au niveau des modules identifiés, on note que le rapport entre le module E_2 et le module E_1 est de 3.7, traduisant une anisotropie prononcée clairement mise en évidence par la figure 3.30 représentant le module apparent. On note également sur cette figure une différence de forme entre les deux groupes avec une augmentation plus prononcée du module apparent suivant la direction proche de celle de E_1 pour le groupe jeune.

Le rapport entre E_2 et G_{12} est quant à lui beaucoup plus important, de l'ordre de 10.4. Ce point signifie que la peau va très peu transmettre la contrainte en cisaillement, ce qui est cohérent avec les observations qui peuvent être faites à l'œil nu sur les images prises lors de l'essai, particulièrement sur les sujets âgés comme représenté sur la figure 3.33. On note clairement une zone de coupure dans la transmission de la déformation, avec une zone partant du coin gauche du patin mobile et se propageant vers le bas sur la droite (direction indiquée par la flèche). On voit qu'il y a une frontière à droite de laquelle la peau est clairement déformée, alors que la texture sur la gauche de cette limite l'est beaucoup moins. Il est ici intéressant de faire l'analogie avec le comportement de composites "classiques" composés de fibres orientées dans une matrice (en général de la résine), pour lesquels on considère que la transmission de la contrainte de cisaillement entre les fibres se fait par l'intermédiaire de la résine. Ici, le seul lien potentiel entre deux fibres non directement reliées est la SF qui, nous l'avons vu dans le chapitre 1, possède des propriétés mécaniques très inférieures à celles des fibres, et qui ne va donc pas ou très peu transmettre la contrainte. Cette faible valeur de module de cisaillement met donc clairement en évidence le caractère composite de la peau. On note de plus que l'orientation de cette cassure au niveau de la déformation est dans une direction proche de l'orientation du module principal.

Malgré l'absence de différences significatives, on note que les modules pour le groupe âgé sont plus faibles que ceux du groupe jeune. Ce résultat rejoint les observations faites par [Daly1979] et [Alexander2006]. Pour de faibles déformations, la principale structure sollicitée est le réseau d'élastine qui, nous l'avons vu avec les résultats du chapitre précédent, se dégrade et perd ses

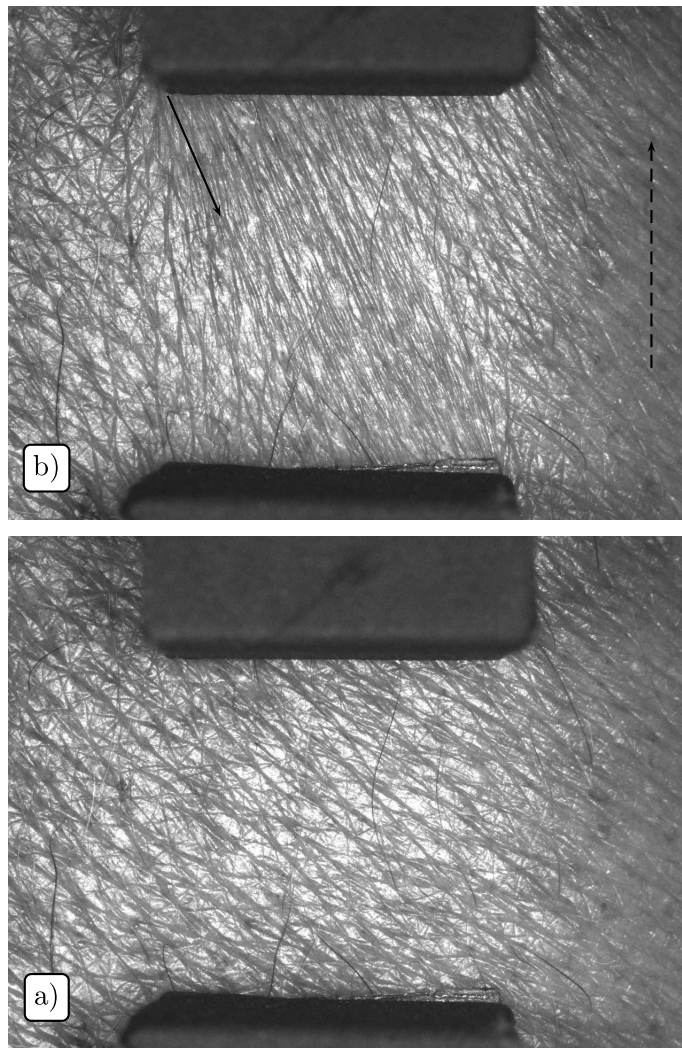


FIG. 3.33 – Exemple d’observation de l’hétérogénéité de la propagation de la contrainte de cisaillement.
 a) Image prise au repos. b) Image prise à 10 % de déformation. Essai dans l’axe de l’avant bras, sujet n°19.

propriétés mécaniques avec l’âge.

Concernant la direction principale du matériau, on note que celle-ci est plus éloignée de l’axe de l’avant bras pour le groupe âgé par rapport au groupe jeune, avec une orientation importante vers l’extérieur. On peut rappeler que l’essai a été fait dans la position représentée sur la photo 2.27. La paume de la main est positionnée vers le dessus, ce qui provoque une tension non naturelle vers l’extérieur du bras qui va influencer certainement l’orientation principale du matériau lors de la mesure.

Le coefficient de Poisson ν_{12} est donné tableau 3.12. Le coefficient de Poisson ν_{21} est quant à lui calculé à partir de la relation 3.50, et vaut en moyenne 0.226 pour le groupe jeune et 0.489 pour le groupe âgé. ν_{21} correspond alors au coefficient de Poisson entre le module le plus grand par rapport au plus faible. Les valeurs trouvées montrent que pour une même déformation suivant l’axe principal 1 ou l’axe principal 2, la déformation transverse correspondante sera plus importante chez le sujet âgé vis-à-vis du sujet jeune, puisque l’on a :

$$\epsilon_2 = -\nu_{12} \cdot \epsilon_1 \quad (3.60)$$

$$\epsilon_1 = -\nu_{21} \cdot \epsilon_2 \quad (3.61)$$

Les conditions autour de la zone de sollicitation peuvent expliquer ce phénomène. En effet, une peau jeune possédant une tension naturelle plus importante va retenir la zone sollicitée de manière plus importante qu'une peau âgée qui va rentrer ainsi plus facilement entre les mors. On observe également une différence de comportement sur le coefficient de Poisson apparent figure 3.30 entre le groupe jeune et le groupe âgé. On note que la valeur moyenne de ν_{21} est de 0.3575, proche de la valeur de 0.3 prise en général, notamment dans les travaux de [Khatyr2004a]. Les résultats obtenus par cet auteur sur l'avant bras sont résumés tableau 3.16.

E_1	E_2	G_{12}	α
0.884 ± 0.34	0.183 ± 0.12	0.299 ± 0.20	-6.16°

TAB. 3.16 – Résultats moyens obtenus par [Khatyr2004a] sur 68 personnes.

On voit que l'orientation du module principal diffère grandement. Ce point peut provenir du fait que la zone de mesure n'est pas située au même endroit sur l'avant bras. Malgré un ordre de grandeur comparable, les modules trouvés dans nos travaux sont plus faibles. L'exploitation des résultats obtenus dans les travaux de [Khatyr2004a] se base sur un essai de relaxation de 4 mm (écartement de base non précisé) et un essai de fluage de 2 N, ce qui nous semble supérieur en terme de sollicitation à l'essai aller retour de 5 % de déformation effectué dans notre approche. L'ordre de grandeur du module de cisaillement est quant à lui assez éloigné. Cette comparaison montre qu'un même essai sur une même partie du corps peut conduire à des résultats très différents.

Concernant les cartographies de résidus, on note que suivant l'axe \vec{x} ce dernier se localise pour l'essai à 0° en bas sur la gauche, correspondant ainsi à la zone où la sollicitation n'est pas transmise dû au faible module de cisaillement (cf. ci-dessus). On peut alors supposer que cette hétérogénéité de sollicitation joue directement sur l'erreur ; la peau ayant en réalité un comportement non-linéaire, l'erreur sur chaque zone sera d'autant plus grande que sa sollicitation sera différente de la valeur "moyenne" de sollicitation de la zone d'essai. On note pour l'essai à 45° quelques hétérogénéités entre les deux patins qui sont déjà présentes sur la cartographie de déplacement. Ces hétérogénéités situées au centre de la zone d'essai ont très peu de chances d'être dues aux conditions aux limites. On peut supposer ici une influence de la topographie sur l'homogénéité de la déformation lors de la sollicitation ; un sillon aura ainsi tendance à localiser la déformation par rapport à un plateau. On observe pour l'essai à 90° un résidu globalement homogène et pour l'essai à 135° le même phénomène que celui décrit à 0° , avec cette fois le résidu le plus important situé sur le bas alors qu'il était situé sur le haut pour l'essai à 0° , ce qui est cohérent avec l'interprétation donnée ci-dessus.

Concernant les cartographies de résidus suivant l'axe \vec{y} , on note qu'elles semblent aller par paires, les résidus à 0° et 90° semble être distribués de manière symétrique suivant un axe vertical, alors que les résidus des cartographies à 45° et 135° semblent être distribuées plutôt de manière symétrique suivant un axe horizontal, avec une localisation du résidu sur un coté sur la droite pour l'essai à 45° et sur la gauche pour l'essai à 135° . Ce point est intéressant

car il est probable qu'il mette évidence une influence de la forme de la zone de mesure sur les résultats. En effet, si on assimile l'avant bras à un cylindre, les positions des patins pour les essais à 0° et 90° sont symétriques par rapport à la surface, et donc si un déplacement hors plan est créé il sera certainement réparti de manière homogène suivant l'axe \vec{y} , ne provoquant pas de localisation du résidu. Les essais à 45° et 135° impliquent que les patins sont forcément plus en appui sur un de leur côté, pouvant provoquer un déplacement hors plan non symétrique. Ce point montre la limitation d'un tel essai en considérant uniquement deux dimensions, et que la vérification du déplacement hors plan faite au centre des patins n'est pas suffisante.

Les résidus obtenus sur l'effort mesuré sur le patin fixe montrent que les conditions aux limites et l'optimisation des dimensions du modèle ont permis de modéliser la dissymétrie de l'effort. Le facteur entre l'effort sur patin fixe et l'effort sur patin mobile est d'environ 2.08, et l'erreur obtenue sur le patin fixe est de 18.91 %. A noter que l'effort simulé est supérieur à l'effort expérimental. Il est important de garder à l'esprit que la modélisation en 2D ne prend pas en compte les tissus sous jacents qui jouent certainement un rôle dans le maintien de la peau et donc dans la perte d'effort entre patin fixe et patin mobile, pouvant expliquer cette surestimation de l'effort.

Un point qui peut également influencer les mesures et les résidus est le glissement des patins sur la peau. A 5 %, l'observation des images semble montrer que celui-ci est inexistant, mais on imagine très bien par exemple qu'un sillon localisé sur le coin d'un patin va forcément diminuer fortement l'adhésion, pouvant ainsi provoquer une erreur locale sur le résidu en déplacement. En conclusion, ce nouvel appareil d'extension a apporté de nouveaux éléments de compréhension sur le comportement mécanique de la peau par la mesure simultanée des efforts et des champs de déplacements. Les résultats obtenus sont cohérents avec la littérature. Cette méthode reste toutefois moins facile à mettre en oeuvre que le Tonoderm® et n'a pas permis dans l'essai d'extension de mettre clairement en évidence une différence des propriétés mécaniques de la peau en fonction de l'âge. La loi de comportement orthotrope utilisée combinée à la géométrie du modèle semble toutefois être adaptée à la modélisation de cet essai, un résidu moyen de 12.8 % sur les champs de déplacements étant obtenu pour l'ensemble des sujets.

Chapitre 4

Synthèse et perspectives

4.1 Synthèse des résultats obtenus

L'étude bibliographique réalisée dans le 1^{er} chapitre sur la structure, les fonctions, les propriétés et le comportement du tissu cutané a permis d'obtenir les bases nécessaires pour aborder la peau en tant que matériau. La revue des différents dispositifs existants a permis ensuite de comprendre les propriétés mesurées par chaque méthode et a ainsi mis en évidence de grandes disparités, que ce soit sur l'ordre de grandeur des paramètres matériaux mesurés ou bien au niveau de l'évolution de ces paramètres avec le vieillissement.

Ces deux études, associées à la description des gestes dermatologiques effectués par le clinicien, nous ont permis de cerner les axes de recherche à mettre en place pour répondre à la problématique principale de cette thèse, l'instrumentation des gestes dermatologiques. Les bases acquises nous ont également permis d'orienter nos choix technologiques afin d'apporter également une amélioration de la compréhension du comportement mécanique du tissu cutané.

Le 2^{ème} chapitre a présenté l'instrumentation du geste de palpation appuyée avec un axe de sollicitation normal au plan cutané. Le 1^{er} dispositif développé, basé sur l'indentation dynamique, a été choisi à cause de son potentiel démontré par [Pailler2004] et [Boyer2006] à discriminer deux tissus, mais également à cause du principe même qui permet de travailler en fréquence et donc d'avoir une interprétation directe des caractéristiques mécaniques du contact indenteur-peau. Le travail effectué a permis de comprendre et de valider les résultats obtenus lors d'une sollicitation normale à très faible enfoncement sur la peau humaine *in vivo*. L'étude en fonction du vieillissement a montré la tendance observée par ce dispositif, à savoir une baisse du module d'Young complexe avec l'âge. La comparaison avec les résultats obtenus par le dispositif de succion, la mesure d'hydratation et la mesure du relief a permis d'interpréter cette tendance et a montré la sensibilité de la méthode à la tension naturelle de la peau due en majeure partie au réseau d'élastine, résultat cohérent avec les observations faites par d'autres auteurs.

Suite aux essais menés par ce dispositif, nous avons vu les avantages que procurerait un dispositif de mesure sans contact des propriétés mécaniques de la peau. Le Tonoderm® a alors été développé pour répondre à ce besoin. Le travail de modélisation du jet et la validation de la théorie utilisée s'est avéré indispensable pour l'interprétation physique de l'essai. L'étude menée pour caractériser le vieillissement cutané a révélé un outil très efficace et très pratique pour les mesures *in vivo*. Le principe même de l'appareil permet d'effectuer un essai à force imposée sans asservissement, ce qui est l'inverse des appareils d'indentation classiques qui réalisent plus facilement des essais à déplacement ou vitesse de déformation imposés. La baisse de module d'Young observée en sollicitation dynamique est retrouvée dans les résultats de cette méthode, avec un ordre de grandeur similaire. L'étude d'un effet produit sur les lèvres a également montré que malgré la complexité de la zone, l'appareil et les moyens de positionnement mis en place sont capables de quantifier une influence d'un produit au niveau du comportement mécanique. Le principal inconvénient de cette méthode est l'obligation d'une immobilisation correcte du sujet en particulier pour des enfoncements très faibles.

Enfin, le 3^{ème} chapitre a présenté l'instrumentation des gestes d'extension-compression pour une caractérisation cette fois-ci dans le plan tangentiel au tissu cutané. Les travaux existants ont orienté le développement sur un appareil combinant mesure d'efforts et mesure des champs de déplacements. L'adaptation de la méthode de corrélation d'images à notre cas nous a permis d'effectuer les essais sans projection de mouchetis sur la peau, avantage non négligeable lors d'essais cliniques en routine. Les résultats bruts obtenus en terme de champs de déplacements

seuls n'ont d'intérêt que la visualisation de l'anisotropie du matériau. Leur avantage prend par contre tout son sens dans l'identification par approche inverse des paramètres matériaux en apportant une information sur le comportement de la peau par une mesure spatiale sur une multitude de points, et également en permettant de comprendre par l'interprétation des résidus les défauts du modèle donnant ainsi des perspectives d'amélioration décrites ci-dessous. Les résultats obtenus sont cohérents en terme d'ordre de grandeur par rapport à ceux de la littérature existante, et malgré une discrimination moins significative vis-à-vis des dispositifs développés au 2^{ème} chapitre, une baisse des propriétés mécaniques du tissu cutané est observée. L'interprétation à l'aide des travaux de [Daly1979] ou [Alexander2006] nous conduit à penser que cette baisse observée reflète l'état du réseau d'élastine de la peau.

Ce dernier point est intéressant car il permet de retrouver une cohérence vis-à-vis des résultats obtenus par les dispositifs avec un axe de sollicitation normal développés au 2^{ème} chapitre. On voit que deux axes de sollicitation complètement différents conduisent aux mêmes informations sur l'évolution du tissu cutané avec l'âge.

4.2 Perspectives

Malgré les bons résultats obtenus lors de l'étude *in vivo*, le dispositif d'indentation dynamique s'est révélé assez délicat d'utilisation, notamment à cause de la grande sensibilité des capteurs. Il a donc été modifié et est actuellement utilisé pour des mesures *in vitro* (cf. photo figure 4.1) où le fait d'avoir un échantillon inerte et plat facilite grandement la mise en place et la mesure.

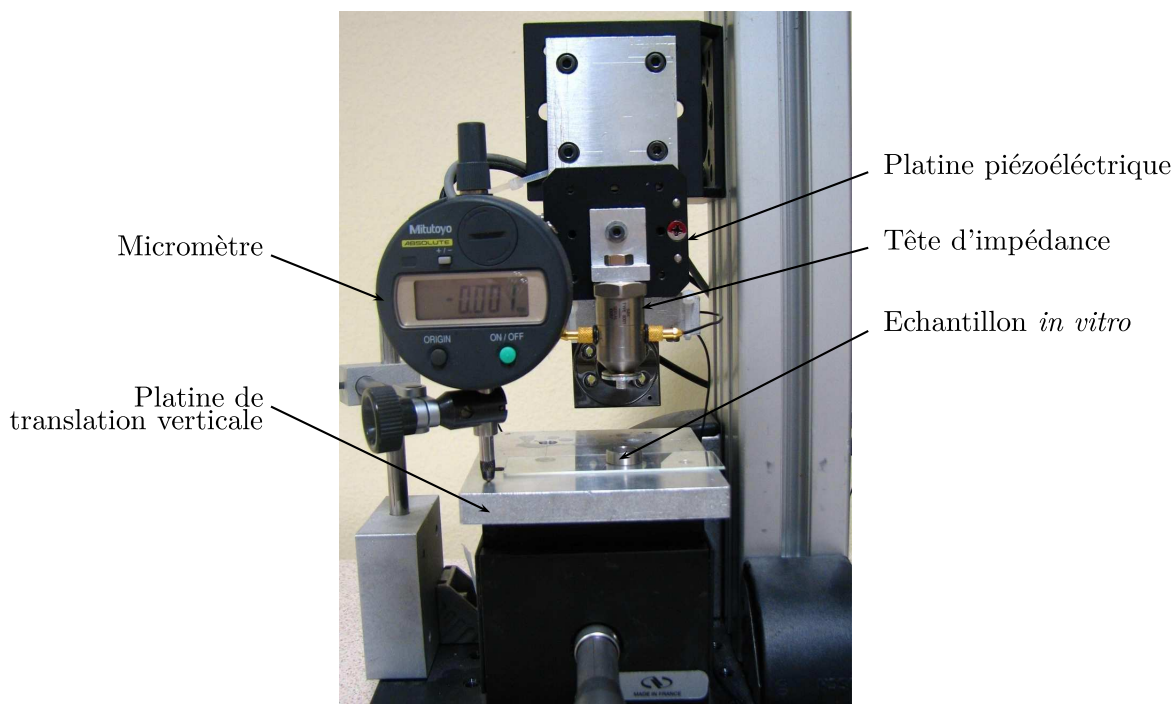


FIG. 4.1 – Vue du dispositif d'indentation dynamique pour les mesures *in vitro*.

L'interprétation en terme de module d'Young a été réalisée avec l'hypothèse d'un massif semi-infini. Le chapitre 1 a clairement montré le caractère composite multicouche de la peau : un travail sur un modèle plus complexe avec des essais à différents enfoncements tel que celui

proposé par [Pailler2008] pourrait permettre une identification de la contribution de chaque couche au comportement mécanique général.

Concernant le Tonoderm®, la même remarque sur l'interprétation physique en terme de module d'Young peut être faite, à savoir qu'elle est basée sur l'hypothèse d'un massif semi-infini élastique, ce qui est très simpliste vis-à-vis du comportement réel de la peau. La facilité de la mise en évidence du fluage ainsi que l'observation du retour instantané peuvent certainement conduire à des modèles plus complexes permettant la caractérisation de la viscosité de la peau. Un exemple possible (mais non unique) de fittage du retour par un modèle à plusieurs DDL est représenté figure 4.2, montrant des perspectives intéressantes de développement de cette voie. Le manque de temps n'a malheureusement pas permis d'exploiter complètement cette voie.

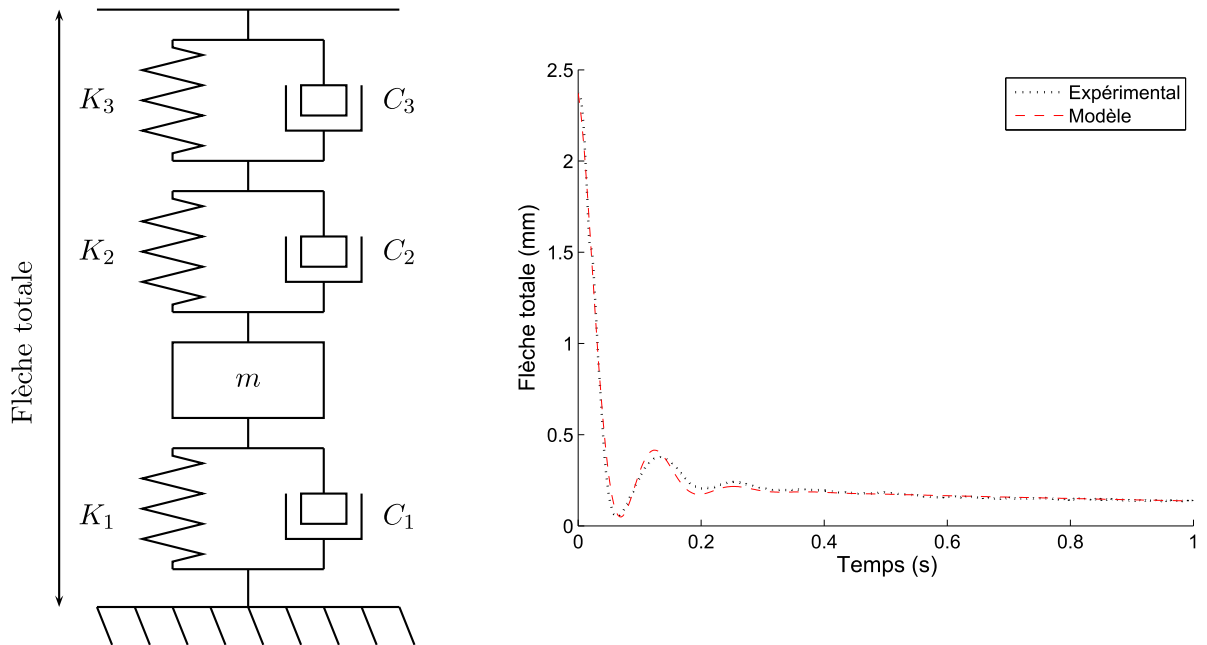


FIG. 4.2 – Exemple d'identification sur le retour libre à partir d'un modèle à plusieurs DDL.

Concernant l'essai de compression, une perspective d'amélioration certaine est la mesure de la topographie 3D lors de l'essai, la mesure en 2D par la ligne laser ayant révélé des différences importantes en fonction de l'âge. Un exemple de mesure en compression sur un sujet jeune et un sujet âgé avec le dispositif de projection de franges du LTDS a pu être réalisé, montrant clairement la différence de comportement au niveau du plissement obtenu d'un point de vue forme mais également d'un point de vue microrelief (cf. figure 4.3).

La prise en compte de l'aspect 3D peut également être intégré dans le calcul des champs de déplacements par corrélation pour l'essai d'extension. Ce point est également une amélioration certaine à apporter, puisque si le déplacement au centre des patins a pu être déterminé et vérifié comme étant d'influence négligeable sur les résultats, nous avons vu à partir des cartographies de résidus qu'il ne l'est peut être pas sur les zones situées plus à l'extérieur. A noter que d'autres moyens d'imagerie (microscope confocal, échographie) pourrait avantageusement être intégrés au dispositif. Un essai combinant extension et sollicitation par jet d'air est éga-

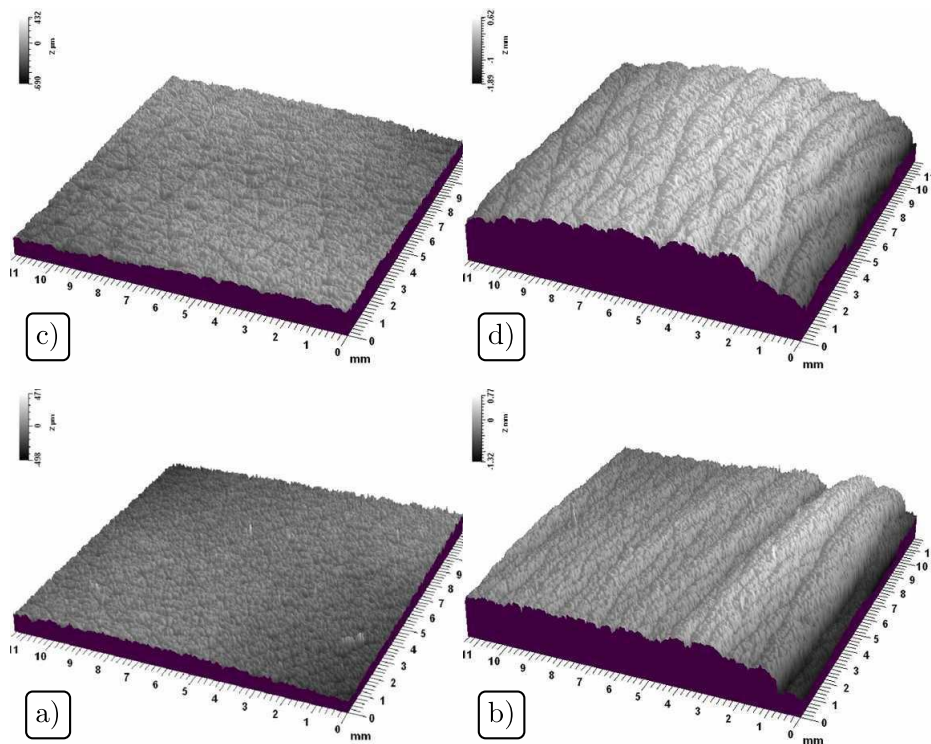


FIG. 4.3 – Exemple de mesure 3D en compression. a),b) Sujet jeune, au repos et après compression. c),d) Sujet âgé, au repos et après compression.

lement envisageable : des essais d'indentation sans contact avec différentes tensions de la zone de mesure peuvent certainement apporter des informations sur le comportement mécanique cutané.

Cet essai d'extension a été interprété en utilisant une loi élastique linéaire orthotrope avec l'hypothèse des contraintes planes. Un modèle en 3D pourrait apporter des améliorations notamment au niveau des conditions aux limites. L'identification a été réalisée à 5 % de déformation afin d'être cohérent avec la loi utilisée. Un passage aux plus grandes déformations impliquerait de combiner non seulement les essais, mais également les chargements entre eux. On peut également noter qu'aucune précontrainte n'a été prise en compte alors que la peau est à l'état *in vivo* soumise à une tension non uniforme. L'ajout de ce point dans le modèle est une perspective intéressante, avec une possible comparaison de la direction principale de tension avec les lignes de Langer.

Une perspective intéressante pour la minimisation de l'influence des conditions aux limites est de travailler uniquement sur la zone de mesure comme cela a été proposé dans la section 3.4.2.1. Un exemple de conditions aux limites appliquées sur un tel modèle est montré figure 4.4 avec les champs de déplacements obtenus à partir d'une loi élastique isotrope.

On voit que l'anisotropie des champs est déjà induite par les conditions aux limites, l'identification portera sur l'optimisation du résidu. On peut s'attendre à une sensibilité moindre que la méthode développée dans ces travaux, les noeuds aux bornes ayant une erreur nulle quelque soit les paramètres matériaux. A noter que la question des noeuds à utiliser pour la mesure de la force sera à étudier, puisque la méthode de corrélation ne permet pas pour l'instant d'avoir

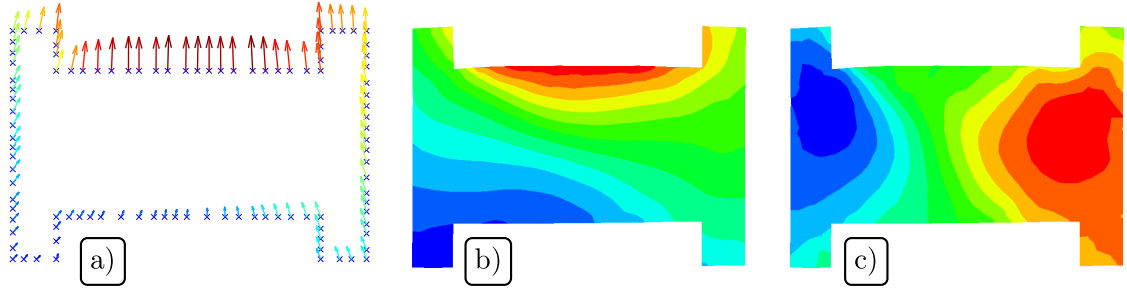


FIG. 4.4 – a) Exemple de conditions initiales appliquées sur la zone de mesure seule. b) Champs de déplacements obtenus par modélisation EF suivant l'axe \vec{y} et c) \vec{x} avec une loi isotrope.

l'information complète aux bornes des patins. Cette perspective d'identification sur la zone de mesure seule ouvre également la voie à la méthode des champs virtuels [Grédiac2006] pour l'identification des paramètres matériaux. Des premiers essais encourageants réalisés à partir de l'outil Camfit [Camfit2010] montrent la faisabilité de l'application de cette méthode à notre cas.

En conclusion, les dispositifs développés ont permis d'instrumenter de manière efficace les gestes dermatologiques choisis. L'ensemble des outils et méthodes ont été validés, et les résultats obtenus ont permis la compréhension des mesures effectuées. A partir de ces travaux, de nombreuses perspectives sont ouvertes.

Annexe A

Annexes

A.1 Chapitre 3

A.1.1 Résultats expérimentaux

ν_{12} libre							
Groupe	Sujet	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α	F_c
1	1	0.048	0.103	0.014	0.142	-30.195	7.065
1	2	0.028	0.198	0.008	0.000	-35.656	8.737
1	3	0.042	0.242	0.020	0.080	-34.145	11.660
2	4	0.048	0.159	0.009	0.184	-36.050	13.400
2	6	0.020	0.118	0.009	0.060	-52.287	10.230
1	7	0.044	0.099	0.014	0.014	-37.201	2.490
2	8	0.018	0.056	0.012	0.151	-50.224	6.348
2	9	0.033	0.259	0.006	0.081	-42.553	16.270
2	11	0.038	0.095	0.010	0.138	-45.245	16.228
2	14	0.030	0.104	0.019	0.111	-54.553	9.236
1	16	0.033	0.061	0.016	0.121	-49.445	2.665
1	17	0.043	0.174	0.013	0.017	-38.793	7.554
2	18	0.019	0.066	0.012	0.085	-27.296	8.588
2	19	0.026	0.184	0.019	0.061	-51.359	12.230
ν_{12} fixe							
Groupe	Sujet	E_1	E_2	G_{12}	ν_{12}	α	F_c
1	1	0.047	0.093	0.014	0.300	-30.544	8.768
1	2	0.032	0.127	0.012	0.300	-37.118	24.604
1	3	0.055	0.188	0.023	0.300	-36.240	21.382
2	4	0.048	0.140	0.009	0.300	-36.605	15.324
2	6	0.031	0.097	0.009	0.300	-49.667	20.773
1	7	0.048	0.091	0.014	0.300	-38.959	7.166
2	8	0.017	0.048	0.013	0.300	-53.671	7.946
2	9	0.060	0.218	0.007	0.300	-42.846	35.743
2	11	0.039	0.086	0.010	0.300	-45.777	18.471
2	14	0.034	0.091	0.019	0.300	-56.544	11.381
1	16	0.028	0.049	0.021	0.300	-66.611	3.387
1	17	0.050	0.144	0.013	0.300	-40.024	20.468
2	18	0.020	0.053	0.013	0.300	-27.247	11.387
2	19	0.036	0.137	0.021	0.300	-50.984	24.536

TAB. A.1 – Paramètres matériaux identifiés pour chaque sujet.

A.1.2 Résidus en déplacement

ν_{12} libre					
Sujet	0°	45°	90°	135°	Moyenne par sujet
1	0.070	0.045	0.076	0.037	0.057
2	0.098	0.029	0.123	0.049	0.075
3	0.053	0.094	0.050	0.030	0.057
4	0.107	0.044	0.138	0.055	0.086
6	0.114	0.046	0.088	0.044	0.073
7	0.046	0.031	0.050	0.023	0.037
8	0.075	0.054	0.071	0.060	0.065
9	0.138	0.064	0.110	0.062	0.094
11	0.118	0.049	0.074	0.097	0.084
14	0.067	0.061	0.031	0.045	0.051
16	0.043	0.041	0.029	0.021	0.033
17	0.081	0.029	0.086	0.032	0.057
18	0.057	0.087	0.056	0.061	0.065
19	0.048	0.064	0.057	0.065	0.059
ν_{12} fixe					
Sujet	0°	45°	90°	135°	Moyenne par sujet
1	0.070	0.045	0.085	0.036	0.059
2	0.091	0.090	0.134	0.069	0.096
3	0.070	0.116	0.082	0.041	0.078
4	0.105	0.035	0.144	0.054	0.084
6	0.133	0.066	0.088	0.075	0.091
7	0.057	0.058	0.066	0.037	0.054
8	0.070	0.059	0.077	0.040	0.061
9	0.152	0.079	0.128	0.129	0.122
11	0.125	0.051	0.078	0.101	0.089
14	0.068	0.080	0.036	0.045	0.057
16	0.026	0.046	0.033	0.021	0.031
17	0.090	0.080	0.112	0.061	0.086
18	0.057	0.082	0.057	0.069	0.066
19	0.063	0.121	0.071	0.079	0.084

TAB. A.2 – Résidus en déplacement en [mm] pour chaque sujet suivant les différentes directions de sollicitation.

A.1.3 Résidus en force

ν_{12} libre					
Sujet	0°	45°	90°	135°	Moyenne par sujet
1	22.83	2.62	6.04	17.08	12.143
2	2.75	22.89	3.59	27.10	14.082
3	10.35	30.25	2.72	6.86	12.547
4	17.05	15.34	3.18	5.19	10.190
6	55.75	2.23	29.57	45.99	33.386
7	0.61	4.12	26.69	12.57	10.996
8	1.07	49.70	15.42	13.46	19.910
9	31.99	10.42	34.69	21.79	24.722
11	50.35	7.87	10.62	9.84	19.670
14	42.25	0.23	22.66	0.45	16.399
16	10.59	21.85	5.64	52.74	22.707
17	57.35	6.23	1.94	38.58	26.024
18	8.13	9.18	42.16	24.57	21.011
19	4.48	26.03	34.98	18.61	21.023
ν_{12} fixe					
Sujet	0°	45°	90°	135°	Moyenne par sujet
1	19.96	2.31	2.56	17.65	10.622
2	11.31	22.57	18.33	28.37	20.146
3	13.69	28.57	7.57	10.95	15.195
4	19.09	15.36	6.70	5.08	11.557
6	59.70	2.51	32.94	49.52	36.168
7	6.13	4.25	17.38	13.29	10.259
8	3.11	50.70	18.59	14.39	21.697
9	24.20	9.81	24.12	26.73	21.213
11	52.27	7.29	6.11	9.47	18.785
14	45.01	0.10	17.36	1.14	15.901
16	9.24	21.53	2.08	53.63	21.622
17	60.50	6.03	12.29	39.22	29.509
18	10.69	8.84	44.72	26.35	22.652
19	14.51	26.26	25.42	21.93	22.030

TAB. A.3 – Erreur en force sur le patin fixe en pourcentage de l'effort expérimental suivant les différentes directions de sollicitation.

Glossaire

Chapitre 1

SC : Stratum Corneum.

UEM : Unité Epidermique de Mélanisation.

UV : Ultra Violet.

JDE : Jonction Dermo Epidermique.

SF : Substance Fondamentale.

PIE : Perte Insensible en Eau.

OCT : Optical Coherence Tomography ou Tomographie à Cohérence Optique.

U_e : extensibilité instantanée lors d'un essai de succion [m].

U_v : fluage lors d'un essai de succion [m].

U_r : retour instantané lors d'un essai de succion [m].

U_a : retour total lors d'un essai de succion [m].

U_f : flèche totale lors d'un essai de succion [m].

p : dépression appliquée lors de l'essai de succion [Pa].

a : rayon de la cuve lors d'un essai de succion [m].

x : flèche lors d'un essai de succion [m].

N : tension mesurée dans l'approche de [Cook1977] [N/m].

λ_l : dilatation mesurée dans l'approche de [Cook1977].

R : rayon de courbure de la calotte d'un essai de succion.

L : largeur de la calotte d'un essai de succion.

σ_0 : contrainte initiale lors d'un essai de succion [Pa].

E : module d'Young isotrope [Pa].

ν : coefficient de Poisson.

EF : Elément Finis.

A, B : constantes dans la relation définie par [Khatyr2006] lors d'un essai de succion.

E_{eq} : module d'Young équivalent [Pa].

E_I, E_{II} : modules d'Young principaux orthotrope [Pa].

F_N : force normale lors d'un essai d'indentation [N].

δ : enfoncement lors d'un essai d'indentation [m].

κ : constante dans la relation reliant la force à l'enfoncement en essai d'indentation.

n : constante dans la relation reliant la force à l'enfoncement en essai d'indentation.

F_{max} : force maximale lors d'un essai d'indentation [N].

δ_{max} : enfoncement maximal lors d'un essai d'indentation [m].
 F_{adh} : force d'adhésion lors d'un essai d'indentation [N].
 K : raideur mesurée lors d'un essai d'indentation [N/m].
 E^* : module d'Young réduit [Pa].
 E_1, E_2 : modules d'Young des matériaux 1 et 2 en indentation [Pa].
 ν_1, ν_2 : coefficients de Poisson des matériaux 1 et 2 en indentation [Pa].
 R_1 : rayon de contact de l'indenteur en indentation [m].
 R_2 : rayon de l'indenteur en indentation [m].
 k : facteur dépendant de R/δ et de ν dans la relation en indentation définie par [Hayes1972].

e_r : coefficient de restitution en ballistométrie.
 v_1, v_2 : vitesses respectives des rebonds 1 et 2 en ballistométrie [m].
 H : hauteur initiale en ballistométrie [m].
 h_1 : hauteur du 1^{er} rebond en ballistométrie [m].
 γ : coefficient d'absorption en ballistométrie.

θ : angle de rotation en torsion [rad].
 θ_e : angle de rotation instantané en torsion [rad].
 θ_v : angle de rotation différé en torsion [rad].
 τ : constante de temps en torsion [s].
 A_t : constante du modèle en torsion défini par [Sanders1973].
 M : couple en torsion [N.m].
 R_t : rayon du disque sans anneau de garde en torsion [m].
 R_a, R_b : rayon intérieurs et extérieurs de l'anneau de garde en torsion [m].

δL : allongement imposé à une éprouvette [m].
 F : force découplant de δL [N].
 E_x, E_y : modules d'Young suivant l'approche de [Asserin1996] [Pa].
 E_1, E_2 : modules d'Young principaux suivant les directions 1 et 2 en loi orthotrope [Pa].
 G_{12} : module de cisaillement entre les directions 1 et 2 en loi orthotrope [Pa].
 ν_{12} : module d'Young entre les directions 1 et 2.

Chapitre 2

DMA : Dynamic Mechanical Analysis ou Analyse Mécanique Dynamique.
 E_{DMA}^* : module complexe [MPa].
 E' : partie réelle du module complexe [MPa].
 E'' : partie imaginaire du module complexe [MPa].
 δ : angle entre E' et E'' [rad].
 $\tan \delta$: facteur d'amortissement ou facteur de perte.
 η^* : viscosité complexe [MPa/rad].
 ω : pulsation de la force appliquée par l'indenteur [rad].
 FFT : Fast Fourier Transform ou Transformée de Fourier Rapide.

Δ_F : résolution fréquentielle lors du calcul d'une FFT.
 F_s : fréquence d'échantillonnage [Hz].
 SI : Système International.
 m : masse [kg].
 K : raideur [N/m].
 C : amortissement [N.s/m].
 $F(t)$: force appliquée par l'indenteur [N].
 f_0 : amplitude de la force appliquée par l'indenteur [N].
 f : fréquence de la force appliquée par l'indenteur [Hz].
 $u(t)$: déplacement de l'indenteur [m].
 $\dot{u}(t)$: vitesse de l'indenteur [m/s].
 $\ddot{u}(t)$: accélération de l'indenteur [m/s²].
 ω_0 : pulsation propre du système indenteur-contact [rad].
 $u_h(t)$: solution homogène [m].
 $u_p(t)$: solution particulière [m].
 u_p : amplitude de la solution particulière [m].
 ζ : facteur d'amortissement [N.s/(m².rad)].
 β : rapport pulsation de sollicitation sur pulsation propre.
 ϕ : déphasage entre le déplacement et la force appliquée par l'indenteur [rad].
 φ : déphasage entre l'accélération et la force appliquée par l'indenteur [rad].
 a_0 : amplitude de l'accélération de l'indenteur $\ddot{u}(t)$ [m/s²].
 a : rayon de l'indenteur [m].
 ANOVA : Analysis of Variance.
 p : paramètre de significativité lors d'une ANOVA
 UA : unité arbitraire.
 H : mesure d'hydratation.
 U_r/U_f : élasticité biologique mesurée en succion.
 U_v/U_e : rapport traduisant le comportement viscoélastique de la peau en succion.
 A_p : aire des plateaux [mm²].
 IMC : Indice de Masse Corporelle [kg/m²].

T_N : température de l'air exprimée dans les conditions normales [K].
 P_N : pression de l'air exprimée dans les conditions normales [Pa].
 ρ_N : masse volumique de l'air exprimée dans les conditions normales [kg/Nm³].
 RPC : essai Rampe Plateau Coupure.
 PID : Proportionnel Intégral Dérivé.
 Q_m : débit massique [kg/s].
 Q_{Vreg} : débit normalisé donné par le régulateur de débit [LN/min].
 F_{jet} : force appliquée par le jet [N].
 v : vitesse de sortie du jet [m/s].
 S : section de sortie du jet [m²].
 Ma : nombre de Mach, sans unité.
 V_{reelle} : vitesse réelle du fluide [m/s].
 V_{son} : vitesse de propagation du son [m/s].
 P_S : pression statique [Pa].
 T_S : température statique [K].

- P_t : pression totale [Pa].
 T_t : température totale [K].
 r : constante spécifique de l'air ($r = 287.5$ [J.kg⁻¹.K⁻¹]).
 γ : rapport C_p/C_v ($\gamma=1.4$).
 V_{moy} : vitesse moyenne du jet [m/s].
 V_{max} : vitesse maximale du jet [m/s].
 r_1 : distance de mesure de la pression par rapport à l'axe du jet [m].
 $V(r_1)$: profil de vitesse d'un jet turbulent [m/s].
 a_1 : diamètre du tube de sortie du jet [m].
 n_1 : paramètre du profil de vitesse turbulent.
 η : viscosité cinématique [m²/s].
 Re : nombre de Reynolds.
 A_1 : intégrale du profil de vitesse turbulent [m²/s].
 A_2 : intégrale du profil de vitesse constant [m²/s].
 T_0 : temps de début d'application de la force [s].
 T_1 : temps auquel la force est complètement appliquée [s].
 T_2 : temps auquel la force est coupée [s].
 T_3, T_4 : temps entre lesquels la vitesse V_2 est calculée [s].
 T_5 : temps du point d'intersection entre V_1 et V_2 [s].
 Y_1 : flèche à T_1 [mm].
 Y_2 : flèche à T_2 [mm].
 Y_3 : différence entre Y_2 et Y_1 [mm].
 Y_5 : flèche du point d'intersection entre V_1 et V_2 [mm].
 A : angle entre V_1 et V_2 [°].
 P : point d'intersection entre V_1 et V_2 .
 DDL : Degré De Liberté.
 S_1 : surface d'application du champ de pressions du jet [m²].
 a_2 : rayon de la surface d'application du champ de pressions du jet [m].
 O_1 : centre de la surface d'application du champ de pressions du jet [m].
 r_2 : distance entre O_1 et B_1 [m].
 s_1 : distance entre B_1 et C_1 [m].
 θ_1 : angle ($C_1O_1B_1$) [rad].
 ϕ_1 : angle ($C_1B_1O_1$) [rad].
 p_p : profil de pressions appliqué par le jet [Pa].
 p_0 : pression nominale appliquée par le jet [Pa].
 m : paramètre du profil de pression p_p .
 u_z : profil de la flèche engendré par p_p [m].
 α : défini comme $a_2^2 - r_2^2$ [m²].
 β : défini comme $r_2 \cos \phi_1$ [m²].
 s_r : racine du polynôme $\alpha^2 - 2\beta s_1 - s_1^2$.
 A_1 : intégrale défini dans le calcul de la flèche maximale.
 r_c : rayon de contact de l'indenteur en théorie non adhésive [m].
 R_1 : rayon de l'indenteur [mm].
 $r_{c,adh}$: rayon de contact de l'indenteur en théorie adhésive [m].

Chapitre 3

- λ : longueur d'onde de la lumière [nm].
 α_L : angle de projection de la ligne laser [rad].
 C : centre optique.
 c : point principal.
 Π : plan image.
 f : distance focale [m].
 M : point réel.
 X_C, Y_C, Z_C : coordonnées du point réel [m].
 m : point image.
 u, v : coordonnées du point image [pixel].
 k_u, k_v : facteurs d'échelle en *pixel/mm*.
 u_c, v_c : coordonnées du point principal c [pixel].
 $R_{3 \times 3}$: matrice de rotation pour le passage du repère travail au repère caméra.
 $\{t_x, t_y, t_z\}$: composantes du vecteur translation pour passer du repère caméra au repère de travail.
 K_i : paramètres de la distorsion radiale.
 P_i : paramètres de la distorsion tangentielle.
 γ_t : grandissement transversal.
- $f(\xi, \psi)$: fonction décrivant le niveau de gris de l'image de référence.
 $g(\xi, \psi)$: fonction décrivant le niveau de gris de l'image déformée.
 FFT2D : Transformée de Fourier en 2 Dimensions.
 U_{CRx} : déplacement de corps rigide suivant \vec{x} .
 U_{CRy} : déplacement de corps rigide suivant \vec{y} .
 c_{imref} : centre de l'imagerie de référence.
 x_{imref}, y_{imref} : coordonnées de c_{imref} [pixel].
 c_{imdef} : centre de l'imagerie sur l'image déformée.
 x_{imdef}, y_{imdef} : coordonnées de c_{imdef} [pixel].
 dep_x : cartographie des déplacements suivant \vec{x} après corrélation subpixel.
 dep_y : cartographie des déplacements suivant \vec{y} après corrélation subpixel.
 DEP_x : cartographie réelle des déplacements suivant \vec{x} après corrélation subpixel et ajout de U_{CRx} .
 DEP_y : cartographie réelle des déplacements suivant \vec{y} après corrélation subpixel et ajout de U_{CRy} .
 n_{im} : nombre d'images de l'essai.
 $U_{recx}(x, y), U_{recy}(x, y)$: champs reconstruits respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} .
 $U_{mesx}(x, y), U_{mesy}(x, y)$: champs mesurés respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} .
 f_i : fonctions de base de définition du maillage EF.
 U_i, V_i : valeurs nodales des champs reconstruits respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} .
 α_{ext} : angle entre la direction de sollicitation et l'axe de l'avant bras [rad].
- $\bar{\sigma}$: tenseur des contraintes [Pa].
 $\bar{\epsilon}$: tenseur des déformations.

C : matrice des rigidités [Pa].

S : matrice des souplesses [Pa⁻¹].

E_1, E_2, E_3 : modules d'Young respectivement dans les directions 1, 2 et 3 [Pa].

G_{23}, G_{13}, G_{12} : modules de cisaillement respectivement entre les directions 1, 2 et 3 [Pa].

$\nu_{12}, \nu_{13}, \nu_{23}$: coefficients de Poisson respectivement entre les directions 1, 2 et 3.

α_{ortho} : angle entre la direction de traction de l'essai et la direction 1 du repère principal du matériau [°].

d_n : coté du modèle EF [m].

F_{c0} : fonction coût proposée par [Silva2009].

F_{c1} : fonction coût avec un chargement en effort.

F_{c2} : fonction coût avec un chargement en déplacement.

$u_{(i)}^m, v_{(i)}^m$: déplacements expérimentaux mesurés respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} au noeud i [m].

$u_{(i)}^s, v_{(i)}^s$: déplacements simulés respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} [m].

\bar{u}^m, \bar{v}^m : moyennes des déplacements expérimentaux respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} [m].

\bar{u}^s, \bar{v}^s : moyennes des déplacements simulés respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} [m].

N : nombre de points de mesure.

$J_{u1,j}, J_{v1,j}$: résidus respectivement suivant \vec{x} et \vec{y} à l'essai j .

$J_{f,j}$: résidu en force à l'essai j .

F^m : force expérimentale [N] à l'essai j .

F^s : force simulée [N] à l'essai j .

S_c : valeur de la fonction coût.

$H(f)$: matrice Hessienne.

$\lambda_{max}, \lambda_{min}$: valeurs propres maximales et minimales de la matrice Hessienne.

r_λ : rapport de λ_{max} sur λ_{min} .

E_j : élément où l'interpolation est effectuée.

$P_i(x_i, y_i)$: noeud i de l'élément E_j .

$U_i(U_{i,x}, U_{i,y})$: déplacement au noeud P_i .

$D(x_D, y_D)$: point où le déplacement est interpolé.

$U_D(U_{D,x}, U_{D,y})$: déplacement au noeud D .

N_i : fonction de forme au noeud i .

$E_{app(\theta)}$: module apparent [Pa].

$\nu_{app(\theta)}$: coefficient de Poisson apparent.

Bibliographie

- [Adhoute1993] H. Adhoute, P. Berbis, and Y. Privat. Ballistometric properties of aged skin. In *Aging Skin. Properties and Functional Changes.*, pages 39–48. J.L. Lévêque and P.G. Agache, 1993.
- [Afssaps2006] AFSSAPS. Recommandations relatives aux recherches biomédicales portant sur des produits cosmétiques entrant dans le champ d’application de la loi relative à la politique de santé publique du 9 août 2004, September 2006.
- [Agache1980] P.G. Agache, C. Monneur, J.L. Lévêque, and J. de Rigal. Mechanical properties and young’s modulus of human skin in vivo. *Archives of Dermatological Research*, 269(3) :221–232, December 1980.
- [Agache2000] P.G. Agache. *Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutanees*. Tech.& Doc./Lavoisier, August 2000.
- [Agache2006] P.G. Agache. Twistometry measurement of skin elasticity. In *Handbook of Non-Invasive Methods and the Skin*, pages 601–610. J. Serrup, G.B.R. Jemec and G.L. Grove, CRC press edition, 2006.
- [Alexander1977] H. Alexander and T.H. Cook. Accounting for natural tension in the mechanical testing of human skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, 69 :310–314, 1977.
- [Alexander2006] H. Alexander and T. Cook. Variations with age in the mechanical properties of human skin in vivo. *Journal of tissue viability*, 16(3) :6–11, August 2006.
- [Anderson1981] R. Rox Anderson and J.A. Parrish. The optics of human skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, 77(1) :13–19, 1981.
- [Asserin1996] J. Asserin. *Etude par test d’extension des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo et d’un derme équivalent in vitro*. PhD thesis, Université de Franche Comté, 1996.
- [Aubert1985] L. Aubert, P. Anthoine, J. de Rigal, and J.L. Lévêque. An in vivo assessment of the biomechanical properties of human skin modifications under the influence of cosmetic products. *International Journal of Cosmetic Science*, 7(2) :51–59, April 1985.
- [Avril2007a] S. Avril and F. Pierron. General framework for the identification of constitutive parameters from full-field measurements in linear elasticity. *International Journal of Solids and Structures*, 44(14-15) :4978–5002, 2007.
- [Avril2007b] S. Avril, P. Feissel, F. Pierron, and P. Villon. Calcul des déformations à partir de mesures de champs de déplacement bruitées : comparaison entre différentes approches. *8ème Colloque National en Calcul des Structures*, Giens, May 2007.

- [Avril2008] S. Avril, M. Bonnet, A. Sophie Bretelle, M. Grediac, F. Hild, P. Ienny, F. Latourte, D. Lemosse, S. Pagano, E. Pagnacco, and F. Pierron. Overview of identification methods of mechanical parameters based on full-field measurements, April 2008.
- [BK1997] Brüel & Kjaer. Product data - impedance heads - types 8000 and 8001. Technical Report BP0244, Brüel & Kjaer, 1997.
- [Bader1983] D.L. Bader and P. Bowker. Mechanical characteristics of skin and underlying tissues in vivo. *Biomaterials*, 4(4) :305–8, October 1983.
- [Barbenel1981] J.C. Barbenel and P.A. Payne. In vivo mechanical testing of dermal properties. *Bioengineering and the skin*, 3 :8–38, 1981.
- [Barnhill1984] R.L. Barnhill, D.L. Bader, and T.J. Ryan. A study of uniaxial tension on the superficial dermal microvasculature. *The Journal of Investigative Dermatology*, 82(5) :511–514, May 1984.
- [Beerens1975] E.G.J. Beerens, J.W. Slot, and J.C. Van Der Leun. Rapid regeneration of the dermal epidermal junction after partial separation by vacuum : an electron microscopic study. *The Journal of Investigative Dermatology*, 65(6) :513–521, December 1975.
- [Berardesca1991] E. Berardesca, J. de Rigal, J.L. Lévêque, and H.I. Maibach. In vivo biophysical characterization of skin physiological differences in races. *Dermatologica*, 182(2) :89–93, 1991.
- [Bernhard2007] D. Bernhard, C. Moser, A. Backovic, and G. Wick. Cigarette smoke—an aging accelerator ? *Experimental Gerontology*, 42(3) :160–5, March 2007.
- [Berthelot2005] J.M. Berthelot. *Matériaux composites : Comportement mécanique et analyse des structures*. Tec & Doc Lavoisier, 4ème edition, June 2005.
- [Beylot2008] C. Beylot. Vieillissement cutané : Aspects cliniques, histologiques et physiopathologiques. *Annales de Dermatologie et de Vénéréologie*, 135(Supplement 3) :157–161, February 2008.
- [Bischoff2000] J.E. Bischoff, E.M. Arruda, and K. Grosh. Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model. *Journal of Biomechanics*, 33(6) :645–652, 2000.
- [Black2005] L.D. Black, K.K. Brewer, S.M. Morris, B.M. Schreiber, P. Toselli, M.A. Nugent, B. Suki, and P.J. Stone. Effects of elastase on the mechanical and failure properties of engineered elastin-rich matrices. *Journal of Applied Physiology*, 98(4) :1434–1441, April 2005.
- [Boisnic2005a] S. Boisnic and M.C. Branchet. Vieillissement cutané environnemental. *EMC-Dermatologie Cosmétologie*, 2 :242–247, 2005.
- [Boisnic2005b] S. Boisnic and M.C. Branchet. Vieillissement cutané chronologique. *EMC-Dermatologie Cosmétologie*, 2 :232–241, 2005.
- [Borges1962] A.F. Borges and J.E. Alexander. Relaxed skin tension lines, z-plasties on scars, and fusiform excision of lesions. *British Journal of Plastic Surgery*, 15 :242–254, 1962.
- [Borges1984] A.F. Borges. Relaxed skin tension lines (RSTL) versus other skin lines. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 73(1) :144–150, 1984.

-
- [Bornert2009] M. Bornert, F. Brémand, P. Doumalin, J.-C. Dupré, M. Fazzini, M. Grédiac, F. Hild, S. Mistou, J. Molimard, J.-J. Orteu, L. Robert, Y. Sirel, P. Vacher, and B. Wattrisse. Assessment of digital image correlation measurement errors : Methodology and results. *Experimental Mechanics*, 2009.
- [Bouguet2008] Bouguet J.Y. Camera Calibration Toolbox for Matlab. http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/.
- [Bousquet2002] O. Bousquet and P.A. Coulombe. Les kératines : un autre regard sur la biologie de la peau. *Médecine/Sciences*, 18 :45–54, 2002.
- [Bowden2001] F.P. Bowden and D. Tabor. *The friction and lubrication of solids*. Oxford University Press, 2001.
- [Boyer2006] G. Boyer. Caractérisation dynamique des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo. Rapport de master, Ecole Nationale d’Ingénieurs de Saint Etienne, September 2006.
- [Boyer2009] G. Boyer, L. Laquieze, A. Le Bot, S. Laquieze, and H. Zahouani. Dynamic indentation on human skin in vivo : ageing effects. *Skin Research and Technology*, 15(1) :55–67, 2009.
- [Brancaleon2001] L. Brancaleon, M.P. Bamberg, T. Sakamaki, and N. Kollias. Attenuated total Reflection-Fourier transform infrared spectroscopy as a possible method to investigate biophysical parameters of stratum corneum in vivo. *Journal of Investigative Dermatology*, 116(3) :380–386, March 2001.
- [Brown1971] D.C. Brown. Close-Range camera calibration. *Photogrammetric Engineering*, 37(8) :855–866, 1971.
- [Bush2007] J.A. Bush, M.W.J. Ferguson, T. Mason, and G. McGrouther. The dynamic rotation of langer’s lines on facial expression. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery*, 60(4) :393–9, 2007.
- [Bush2008] J.A. Bush, M.W.J. Ferguson, T. Mason, and G. McGrouther. Skin tension or skin compression ? small circular wounds are likely to shrink, not gape. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery : JPRAS*, 61(5) :529–34, 2008.
- [Camfit2010] M. Grédiac. The Virtual Fields Method. <http://www.camfit.fr/index.php>.
- [Catheline1998] S. Catheline. *Interférométrie speckle ultrasonore : application à la mesure d’élasticité*. PhD thesis, Université Paris 7, 1998.
- [Cavalcante2005] F.S.A. Cavalcante, S. Ito, K. Brewer, H. Sakai, A.M. Alencar, M.P. Almeida, J.S. Andrade, A. Majumdar, E.P. Ingenito, and B. Suki. Mechanical interactions between collagen and proteoglycans : implications for the stability of lung tissue. *Journal of Applied Physiology*, 98(2) :672–679, February 2005.
- [Cerdeja2005] E. Cerdeja. Mechanics of scars. *Journal of Biomechanics*, 38(8) :1598–1603, August 2005.
- [Chu1975] B.M. Chu and G. Brody. Nondestructive measurements of the properties of healing burn scars. *Medical Instrumentation*, 9(3) :139–42, 1975.
- [Clarys2007] J.P. Clarys, S. Provyn, F. Lafosse, and P. Van Roy. Caractéristiques macro-morphologiques de la peau humaine. *Biom. Hum. et Anthropol.*, 25(3-4) :141–149, 2007.

- [Cook1977] T. Cook, H. Alexander, and M. Cohen. Experimental method for determining the 2-dimensional mechanical properties of living human skin. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 15(4) :381–390, 1977.
- [Cowper1698] W. Cowper. *The anatomy of human bodies*. Oxford :S Smith and B Walford, 1698.
- [Cravello2007] B. Cravello and A. Ferri. Relationships between skin properties and environmental parameters. *Skin Research and Technology*, 0(0) :180–186, 2007.
- [Cua1990] A.B. Cua, K.P. Wilhelm, and H.I. Maibach. Frictional properties of human skin : relation to age, sex and anatomical region, stratum corneum hydration and transepidermal water loss. *British Journal of Dermatology*, 123(4) :473–479, 1990.
- [Dai2004] T. Dai, B. M. Pikkula, L. V. Wang, and B. Anvari. Comparison of human skin opto-thermal response to near-infrared and visible laser irradiations : a theoretical investigation. *Physics in Medicine and Biology*, 49(21) :4861–4877, 2004.
- [Dallara2008] J.-M. Dallara. Les tissus sous-cutanés : anatomie et vieillissement. *Annales de Dermatologie et de Vénéréologie*, 135(Supplement 3) :162–164, February 2008.
- [Daly1966] C.H. Daly. *The biomechanical characteristics of human skin*. PhD thesis, University of Strathclyde, Glasgow, 1966.
- [Daly1979] C.H. Daly and G.F. Odland. Age-related changes in the mechanical properties of human skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, 73(1) :84–7, July 1979.
- [DeRigal1993] J. de Rigal and J.L. Lévêque. Influence of aging on the mechanical properties of skin. In *Aging Skin. Properties and Functional Changes*, pages 15–27. M. Dekker, 1993.
- [DeRigal2002] J. de Rigal. Hardware and basic principles of the dermal torque meter. *Bioengineering of the skin : skin biomechanics*. CRC Press, USA : New York, 49(21) :63–76, 2002.
- [Delalleau2006] A. Delalleau, G. Josse, J.M Lagarde, H. Zahouani, and J.M Bergheau. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test. *Journal of Biomechanics*, 39(9) :1603–1610, 2006.
- [Delalleau2007] A. Delalleau. *Analyse du comportement mécanique de la peau in vivo*. PhD thesis, Université Jean Monnet de Saint Etienne, 2007.
- [Derjaguin1994] B.V. Derjaguin, V.M. Muller, and Y.P. Toporov. Effect of contact deformations on the adhesion of particles. *Progress in Surface Science*, 45(1-4) :131–143, April 1994.
- [Dickinson1982] R.J. Dickinson and C.R. Hill. Measurement of soft tissue motion using correlation between a-scans. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 8(3) :263–271, 1982.
- [Dikstein1983] S. Dikstein and A. Hartzshtark. What does low pressure indentometry measure? *Arztliche Kosmetologie*, 13 :327, 1983.
- [Dikstein2006] S. Dikstein and J.W. Fluhr. Indentometry. In *Handbook of Non-Invasive and the Skin*, pages 617–620. Informa Healthcare, 2006.
- [Diridollou1994] S. Diridollou. *Etude du comportement mécanique cutané par technique ultrasonore haute résolution*. PhD thesis, Université François Rabelais Académie d’Orléans-Tours, 1994.

-
- [Diridollou2000b] S. Diridollou, F. Patat, F. Gens, L. Vaillant, D. Black, J. M. Lagarde, Y. Gall, and M. Berson. In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction. *Skin Research and Technology*, 6(4) :214–221, 2000.
- [Diridollou2001] S. Diridollou, V. Vabre, M. Berson, L. Vaillant, D. Black, J.M. Lagarde, J.M. Grégoiret, Y. Gall, and F. Patat. Skin ageing : changes of physical properties of human skin in vivo. *International Journal of Cosmetic Science*, 23 :353–362, 2001.
- [Dobrev2000] H. Dobrev. Use of cutometer to assess epidermal hydration. *Skin Research and Technology*, 6(4) :239–244, November 2000.
- [Dobrev2005] H. Dobrev. Application of cutometer area parameters for the study of human skin fatigue. *Skin Research and Technology*, 11(2) :120–122, May 2005.
- [Duggan1967] T.C. Duggan. Dynamic mechanical testing of living tissue. *7th Int. Conf. on Medical and Biological Engng. Stockholm*, 27, 1967.
- [Dupuytren1834] G. Dupuytren. *Traité théorique et pratique des blessures par armes de guerre*. 1834.
- [Ebling1982] F.J.G. Ebling. Physiological background to skin ageing. *International Journal of Cosmetic Science*, 4(3) :103–110, 1982.
- [Edwards1995] C. Edwards and R. Marks. Evaluation of biomechanical properties of human skin. *Clinics in Dermatology*, 13(4) :375–380, 1995.
- [Eisenscher1983] A. Eisenscher, E. Schweg-Toffler, G. Pelletier, and P. Jacquemard. La palpation échographique rythmée : Echosismographie. une nouvelle technique de différenciation bénignes et malines par l’étude ultrasonore de l’élasticité tissulaire. *Journal de radiologie*, 64(4) :255–261, 1983.
- [Elias2005] P.M. Elias. Stratum corneum defensive functions : An integrated view. *Journal of Investigative Dermatology*, 125(2) :183–200, 2005.
- [Escoffier1989] C. Escoffier, J. de Rigal, A. Rochefort, R. Vasselet, J.L. Lévêque, and P.G. Agache. Age-Related mechanical properties of human skin : An in vivo study. *Journal of Investigative Dermatology*, 93(3) :353–357, 1989.
- [Evans1967] J.H. Evans and W. Siesennop. Controlled quasi-static testing of human skin in vivo. *Digest of the 7th international conference on medical and biological engineering - Stockholm*, page 371, 1967.
- [Fayolle2008] X. Fayolle, S. Calloch, and F. Hild. Controlling a testing machine with a camera. *Mécanique & Industries*, 9(5) :11 pages, 2008.
- [Felder2005] E. Felder. Dureté des corps et analyse qualitative. *Techniques de l’ingénieur*, M 4 154 :14, 2005.
- [Feng2008] C. Feng and B. Kang. Young’s modulus measurement using a simplified transparent indenter measurement technique. *Experimental Mechanics*, 48(1) :9–15, February 2008.
- [Finlay1970] B. Finlay. Dynamic mechanical testing of human skin in vivo. *Journal of Biomechanics*, 3(6) :557–68, November 1970.
- [Flagothier2005] C. Flagothier, C. Piérard-Franchimont, and G.E. Piérard. La peau et ses nuances ethniques. *Revue médicale de Liège*, 60(Sup.1) :53–56, 2005.

- [Flament2005] F. Flament. *Caractérisation des propriétés tribo-acoustiques de la surface cutanée in vivo*. PhD thesis, Ecole Centrale de Lyon, 2005.
- [Flint1979] M.H. Flint. The development of the circle technique for determining the optimum line of tumour excision. *ANZ Journal of Surgery*, 49(6) :690–696, 1979.
- [Fujimura2008] T. Fujimura, O. Osanai, S. Moriwaki, S. Akazaki, and Y. Takema. Development of a novel method to measure the elastic properties of skin including subcutaneous tissue : new age-related parameters and scope of application. *Skin Research and Technology*, 14(4) :504–511, November 2008.
- [Fung1993] Y.C. Fung. *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer, 2nd ed. edition, June 1993.
- [Galilee1638] G. Galilée. *Discorsi e Dimostrazioni matematiche*. Leyde, 1638.
- [Gennisson2003] J.L. Gennisson. *Le palpeur acoustique : un nouvel outil d'investigation des tissus biologiques*. PhD thesis, Université de Paris 6, 2003.
- [Gennisson2004] J.L. Gennisson, T. Baldeweck, M. Tanter, S. Catheline, M. Fink, L. Sandrin, C. Cornillon, and B. Querleux. Assessment of elastic parameters of human skin using dynamic elastography. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, 51(8) :980–989, 2004.
- [Giacomoni2004] P.U. Giacomoni and G. Rein. A mechanistic model for the aging of human skin. *Micron (Oxford, England : 1993)*, 35(3) :179–84, 2004.
- [Gibson1969] T. Gibson, H. Stark, and J.H. Evans. Directional variation in extensibility of human skin in vivo. *Journal of biomechanics*, 2(2) :201–4, May 1969.
- [Gilchrest1982] B.A. Gilchrest, J.S. Stoff, and N.A. Soter. Chronologic aging alters the response to ultraviolet-induced inflammation in human skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, 79(1) :11–5, July 1982.
- [Gosain2004] A. Gosain and L.A. DiPietro. Aging and wound healing. *World Journal of Surgery*, 28 :321–326, March 2004.
- [Grahame1969] R. Grahame and P.J. Holt. The influence of ageing on the in vivo elasticity of human skin. *Gerontologia*, 15(2) :121–39, 1969.
- [Gregory2008] A.P. Gregory. Fighting cancer with a safe tan. *Odyssey. University of Kentucky*, pages 15–17, 2008.
- [Grove2006] G.L. Grove, J. Damia, and C. Zerweck. Suction chamber method for measurement of skin mechanics : The dermalab. In *Handbook of Non-Invasive and the Skin*, pages 593–599.
- [Grédiac2006] M. Grédiac, F. Pierron, S. Avril, and E. Toussaint. The virtual fields method for extracting constitutive parameters from Full-Field measurements : a review. *Strain*, 42(4) :233–253, 2006.
- [Grégoire2006] J.M. Grégoire, S. Serriere, G. Georgesco, F. Jamet, A. Bleuzena, F. Ossant, F. Levassort, F. Tranquart, and F. Patat. Techniques et applications de l'échographie haute résolution non invasive. *Journal de radiologie*, 87(12) :1920–1936, 2006.
- [Guimberteau2003] J.C. Guimberteau. Strolling under the skin, 2003.

-
- [Guimberteau2005] J.C. Guimberteau, J. Sentucq-Rigall, B. Panconi, R. Boileau, P. Mouton, and J. Bakhach. Introduction à la connaissance du glissement des structures sous-cutanées humaines. *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique*, 50(1) :19–34, February 2005.
- [Guinot2005] C. Guinot, D. Malvy, L. Ambroisine, J. Latreille, E. Mauger, S. Guehenneux, F. Morizot, and E. Tschachler. Effect of hormonal replacement therapy on skin biophysical properties of menopausal women. *Skin Research and Technology*, 11(3) :201–204, 2005.
- [Guinot2006] C. Guinot, J. Latreille, E. Mauger, L. Ambroisine, S. Gardinier, H. Zahouani, S. Guehenneux, and E. Tschachler. Reference ranges of skin Micro-Relief according to age in french caucasian and japanese women. *Skin Research and Technology*, 12(4) :268–278, November 2006.
- [Gunner1979a] C.W. Gunner, W.C. Hutton, and T.E. Burlin. The mechanical properties of skin in vivo—a portable hand-held extensometer. *British Journal of Dermatology*, 100(2) :161–163, February 1979.
- [Gunner1979b] C. Gunner, W. Hutton, and T. Burlin. An apparatus for measuring the recoil characteristics of human skin in vivo. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 17(1) :142–144, 1979.
- [HairScience2009] L’Oréal. Le cheveu : un poil ? <http://www.hair-science.fr/>.
- [Hargens2006] C. W. Hargens. Ballistometry. In *Handbook of Non-Invasive and the Skin*, pages 627–632. CRC Press, 2nd edition, 2006.
- [Hartm1979] A.A. Hartmann. Daily bath and its effect on the normal human skin flora quantitative and qualitative investigations of the aerobic skin flora. *Archives of Dermatological Research*, 265(2) :153–164, June 1979.
- [Hayes1972] W.C. Hayes, L.M. Keer, G. Herrmann, and L.F. Mockros. A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. *Journal of Biomechanics*, 5(5) :541–551, September 1972.
- [Hendriks2001] F.M. Hendriks. Mechanical behaviour of human skin in vivo - a literature review. *Nat.Lab. Unclassified Report 820. Philips Research Laboratories*, 2001.
- [Hendriks2003] F.M. Hendriks, D. Brokken, J.T.W.M. Van Eemeren, C.W.J. Oomens, F.P.T. Baaijens, and J.B.A.M. Horsten. A Numerical-Experimental method to characterize the Non-Linear mechanical behaviour of human skin. *Skin Research and Technology*, 9(3) :274–283, 2003.
- [Hendriks2006] F. M. Hendriks, D. Brokken, D.L. Bader, and F. P. T. Baaijens. The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments. *Medical Engineering & Physics*, 28 :259–266, 2006.
- [Henry2002] F. Henry, J.F. Arrese, N. Claessens, C. Piérard-Franchimont, and G.E. Piérard. La peau et son horloge chronobiologique au quotidien. *Revue médicale de Liège*, 57(10) :661–665, 2002.
- [Hertz1882] H. Hertz. On the contact of elastic solids. *Zeitschrift für die Reine und Angewandte Mathematik*, 92 :156–171, 1882.
- [Hild2003] F. Hild. Mesure de champs de déplacement par corrélation d’images et application en mécanique des solides, 2003.

- [Histo2009] C. Prost. De l'histologie moléculaire à la pathologie. <http://www.histo-moleculaire.com/epiderme/page/page156.htm>.
- [Holzapfel2000] G.A. Holzapfel. Biomechanics of soft tissue. *Computational Biomechanics*, Paper No. 7, November 2000.
- [Hosoi2006] J. Hosoi. Stress and the skin. *International Journal of Cosmetic Science*, 28(4) :243–246, 2006.
- [Hsu2005] S. Hsu. Green tea and the skin. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 52(6) :1049–59, June 2005.
- [Hutton1975] W. Hutton, T. Burlin, and H. Ranu. An apparatus for measuring the effects of radiotherapy on the elastic properties of human skin in vivo. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 13(4) :584–585, 1975.
- [Igar2005] T. Igarashi, K. Nishimori, and S.K. Nayat. The appearance of human skin. technical report : CUCS-024-05, June 2005.
- [Jachowicz2007] J. Jachowicz, R. McMullen, and D. Prettypaul. Indentometric analysis of in vivo skin and comparison with artificial skin models. *Skin Research and Technology*, 13(3) :299–309, 2007.
- [Jacquemoud2007] C. Jacquemoud, K. Bruyere-Garnier, and M. Coret. Methodology to determine failure characteristics of planar soft tissues using a dynamic tensile test. *Journal of Biomechanics*, 40(2) :468–475, 2007.
- [Jacquet2008] E. Jacquet, G. Josse, F. Khatyr, and C. Garcin. A new experimental method for measuring skin's natural tension. *Skin Research and Technology*, 14(1) :1–7, February 2008.
- [Jesudason2007] R. Jesudason, L. Black, A. Majumdar, P. Stone, and B. Suki. Differential effects of static and cyclic stretching during elastase digestion on the mechanical properties of extracellular matrices. *Journal of Applied Physiology*, 103(3) :803–811, September 2007.
- [Johnson1971] K. L. Johnson, K. Kendall, and A. D. Roberts. Surface energy and the contact of elastic solids. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, 324(1558) :301–313, September 1971.
- [Johnson1987] K. L. Johnson. *Contact Mechanics*. Cambridge University Press, August 1987.
- [Kawahara2006] T. Kawahara, K. Tokuda, N. Tanaka, and M. Kaneko. Noncontact impedance sensing. *Artificial Life and Robotics*, 10(1) :35–40, 2006.
- [Kendall2007] M.A.F. Kendall, Y.F. Chong, and A. Cock. The mechanical properties of the skin epidermis in relation to targeted gene and drug delivery. *Biomaterials*, 28(33) :4968–4977, November 2007.
- [Khatyr2004] F. Khatyr, C. Imberdis, P. Vescovo, D. Varchon, and J.M. Lagarde. Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy. *Skin Research and Technology*, 10(2) :96–103, 2004.
- [Khatyr2004a] F. Khatyr. *Etude in vivo des propriétés mécaniques de la peau humaine. Réalisation d'un capteur spécifique. Modélisation du comportement*. PhD thesis, Université de Franche Comté.
- [Khatyr2006] F. Khatyr, C. Imberdis, D. Varchon, J.M. Lagarde, and G. Josse. Measurement of the mechanical properties of the skin using the suction test. *Skin research and technology*, 12(1) :24–31, February 2006.

-
- [Kirk1949] J.E. Kirk and S.A. Kvorning. Quantitative measurements of the elastic properties of the skin and subcutaneous tissue in young and old individuals. *Journal of Gerontology*, 4(4) :273–284, October 1949.
- [Kirk1962] J.E. Kirdi and M. Chieffi. Variation with age in elasticity of skin and subcutaneous tissue in human individuals. *Journal of Gerontology*, 17 :373–380, October 1962.
- [Krouskop1987] T.A. Krouskop, B.S. Dougherty, and F.S. Vinson. A pulsed doppler ultrasonic system for making non-invasive measurement of mechanical properties of soft tissue. *Journal of Rehabilitation Research*, 24(2) :1–8, 1987.
- [Lagarde2005] J.M. Lagarde, C. Rouvrais, and D. Black. Topography and anisotropy of the skin surface with ageing. *Skin Research and Technology*, 11(2) :110–119, 2005.
- [Langer1861a] K. Langer. On the anatomy and physiology of the skin. I. the cleavability of the cutis. (Translated from langer, k. (1861). zur anatomie und physiologie der haut. i. uber die spaltbarkeit der cutis. sitzungsbericht der mathematisch-naturwissenschaftlichen classe der kaiserlichen academie der wissenschaften, 44, 19.). *British journal of plastic surgery*, 31(1) :3–8, 1978.
- [Langer1861b] K. Langer. On the anatomy and physiology of the skin. II. skin tension by professor k. langer, presented at the meeting of 27th november 1861. *British journal of plastic surgery*, 31(2) :93–106, April 1978.
- [Langer1861c] K. Langer. On the anatomy and physiology of the skin. III. the elasticity of the cutis by professor k. langer presented at the meeting of 27th november 1861. *British journal of plastic surgery*, 31(3) :185–99, July 1978.
- [Langer1861d] K. Langer. On the anatomy and physiology of the skin. IV. the swelling capabilities of skin by professor k. langer presented at the meeting of 27th november 1861. *British journal of plastic surgery*, 31(4) :273–6, October 1978.
- [Lanir1990] Y. Lanir, S. Dikstein, A. Hartzshtark, and V. Manny. In-Vivo indentation of human skin. *Journal of Biomechanical Engineering*, 112(1) :63–69, February 1990.
- [Lanir1993] Y. Lanir, V. Manny, A. Zlotogorski, A. Shafran, and S. Dikstein. Influence of ageing on the in vivo mechanics of the skin. *Skin pharmacology and physiology*, 6(3) :223–230, 1993.
- [LeRiche1999] R. Le Riche and F. Guyon. Least squares parameter estimation and the Levenberg-Marquardt algorithm : Deterministic analysis, sensitivities and numerical experiments. Technical Report 041/99, Laboratoire de Mécanique de Rouen, INSA de Rouen, 1999.
- [Leung2002] W.C. Leung and I. Harvey. Is skin ageing in the elderly caused by sun exposure or smoking? *British Journal of Dermatology*, 147(6) :1187–1191, December 2002.
- [Levin2007] Jacquelyn Levin and Howard Maibach. Human skin buffering capacity : an overview. *Skin Research and Technology*, 14(2) :121–126, May 2007.
- [Lim2008] K.H. Lim, C.M. Chew, P.C.Y. Chen, S. Jeyapalina, H.N. Ho, J.K. Rappel, and B.H. Lim. New extensometer to measure in vivo uniaxial mechanical properties of human skin. *Journal of Biomechanics*, 41(5), 2008.
- [Liu2008] Z. Liu and K. Yeung. The preconditioning and stress relaxation of skin tissue. *Journal of Biomedical & Pharmaceutical Engineering*, 2(1) :22–28, 2008.

- [Lopez2000] S. Lopez, I. Le Fur, F. Morizot, G. Heuvin, C. Guinot, and E. Tschachler. Transepidermal water loss, temperature and sebum levels on women's facial skin follow characteristic patterns. *Skin Research and Technology*, 6(1) :31–36, February 2000.
- [Loubet1984] J.L. Loubet, J.M. Georges, O. Marchesini, and G. Meille. Vickers indentation curves of magnesium oxide (mgo). *Journal of Tribology*, 106(1) :43–48, 1984.
- [Lévêque1980] J.L. Lévêque, J. de Rigal, P.G. Agache, and C. Monneur. Influence of ageing on the in vivo extensibility of human skin at a low stress. *Archives of Dermatological Research*, 269(2) :127–135, November 1980.
- [Lévêque2008] J.L. Lévêque, G. Francois, N. Sojic, and F. Giron. A new technique to in vivo study the corneocyte features at the surface of the skin. *Skin Research and Technology*, 0(0) :468–471.
- [Marcellier2001] H. Marcellier, P. Vescovo, D. Varchon, P. Vacher, and P. Humbert. Optical analysis of displacement and strain fields on human skin. *Skin Research and Technology*, 7(4) :246–253, 2001.
- [Matworks2009] The Matworks. Statistics Toolbox 7.2. <http://www.mathworks.fr/products/statistics/>.
- [Maurin2005] L. Maurin. *Le porc : modèle animal de cicatrisation cutanée*. PhD thesis, Ecole nationale veterinaire de Lyon, 2005.
- [Mavon1997] A. Mavon, H. Zahouani, D. Redoules, P. Agache, Y. Gall, and Ph. Humbert. Sebum and stratum corneum lipids increase human skin surface free energy as determined from contact angle measurements : A study on two anatomical sites. *Colloids and Surfaces B : Biointerfaces*, 8(3) :147–155, March 1997.
- [Menard1997] K.P. Menard. *Dynamic Mechanical Analysis : A Practical Introduction*. CRC-Press, 1st edition, December 1997.
- [Meynadier1980] J. Meynadier. *Précis de physiologie cutanée*. Editions de la porte verte, sept 1980.
- [Minns1973] R.J. Minns, P.D. Soden, and D.S. Jackson. The role of the fibrous components and ground substance in the mechanical properties of biological tissues : a preliminary investigation. *Journal of Biomechanics*, 6(2) :153–165, March 1973.
- [Misery2002] L. Misery. Les nerfs à fleur de peau. *International Journal of Cosmetic Science*, 24(2) :111–116, April 2002.
- [Mofid2006] Y. Mofid, S. Gahagnon, F. Patat, and F. Ossant. In vivo high frequency elastography for mechanical behavior of human skin under suction stress : elastograms and kinetics of shear, axial and lateral strain fields. *IEEE Ultrasonics Symposium*, pages 1041–1044, 2006.
- [Molimard2008] J. Molimard. Frequency-based image analysis of random patterns : a first attempt. *Photomechanics'08*, 2008.
- [Munoz2008] M.J. Munoz, J.A. Bea, J.F. Rodriguez, I. Ochoa, J. Grasa, A. Perez del Palomar, P. Zaragoza, R. Osta, and M. Doblare. An experimental study of the mouse skin behaviour : Damage and inelastic aspects. *Journal of Biomechanics*, 41(1) :93–99, 2008.

-
- [Murray1997] B.C. Murray and R.R. Wickett. Correlations between dermal torque Meter, Cutometer, and dermal phase Meter measurements of human skin. *Skin Research and Technology*, 3(2) :101–106, May 1997.
- [Mélissopoulos1998] A. Mélissopoulos and C. Levacher. *La peau : Structure et physiologie*. Tech.& Doc./Lavoisier, November 1998.
- [Nickell2000] S. Nickell, M. Hermann, M. Essenpreis, T.J. Farrell, U. Kramer, and M.S. Patterson. Anisotropy of light propagation in human skin. *Physics in Medicine and Biology*, 45(10) :2873–2886, 2000.
- [Nizet2001] J.L. Nizet, C. Piérard-Franchimont, and G.E. Piérard. Influence of body posture and gravitational forces on shear wave propagation in the skin. *Dermatology (Basel, Switzerland)*, 202(2) :177–80, 2001.
- [Noorlander2002] M.L. Noorlander, P. Melis, A. Jonker, and C.J.F. Van Noorden. A quantitative method to determine the orientation of collagen fibers in the dermis. *J. Histochem. Cytochem.*, 50(11) :1469–1474, November 2002.
- [Nouveau2005] S. Nouveau-Richard, Yang Z., Mac-Mary S., Li L., Bastien P., Tardy I., Bouillon C., Humbert P., and O. de Lacharriere. Skin ageing : A comparison between chinese and european populations a pilot study. *Journal of Dermatological Science*, 40(3) :187–193, 2005.
- [Odegard2005] G. Odegard, T. Gates, and H. Herring. Characterization of viscoelastic properties of polymeric materials through nanoindentation. *Experimental Mechanics*, 45(2) :130–136, apr 2005.
- [Ogoshi2006] K. O goshi. Suction chamber method for measurement of skin mechanics : The cutometer. In *Handbook of Non-Invasive and the Skin*, pages 579–582. CRC Press, 2nd edition edition, 2006.
- [Oka1983] H. Oka and T. Yamamoto. Measuring device for biomechanical impedance using an impedance head. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 21(6) :778–780, November 1983.
- [Ophir1991] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li. Elastography : A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging*, 13(2) :111–134, April 1991.
- [Pailler2004] C. Pailler-Mattei. *Caractérisation mécanique et tribologique de la peau humaine in vivo*. PhD thesis, Ecole Centrale de Lyon, 2004.
- [Pailler2004a] C. Pailler-Mattei and H. Zahouani. Study of adhesion forces and mechanical properties of human skin in vivo. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 18 :1739–1758, 2004.
- [Pailler2008] C. Pailler-Mattei, S. Bec, and H. Zahouani. In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. *Medical engineering & physics*, 2008.
- [Payne1991] P.A. Payne. Measurement of properties and function of skin. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 12(2) :105–129, 1991.
- [Pedersen2003] L. Pedersen, B. Hansen, and G. B. E. Jemec. Mechanical properties of the skin : a comparison between two suction cup methods. *Skin Research and Technology*, 9(2) :111–115, May 2003.

- [Petrofsky2008] J. Petrofsky. The effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle. *Medical engineering & physics*, April 2008.
- [Peyrefitte1993] G. Peyrefitte. *Biologie de la peau*. Masson, May 1993.
- [Pierard1980] G.E. Piérard, C. Franchimont, and CH. Lapiere. Le vieillissement, son expression au niveau de la microanatomie et des propriétés physiques de la peau. *International Journal of Cosmetic Science*, (2) :209–214, 1980.
- [Pierard1999] G.E. Pierard. EEMCO guidance to the in vivo assessment of tensile functional properties of the skin. part 1 : Relevance to the structures and ageing of the skin and subcutaneous tissues. *Skin pharmacology and applied skin physiology*, 12 :352–362, 1999.
- [Porter2001] A.M.W. Porter. Why do we have apocrine and sebaceous glands? *Journal of the Royal Society of Medicine*, 94(5) :236–237, May 2001.
- [Potts1984] R.O. Potts, E.M. Buras, and D.A. Chrisman. Changes with age in the moisture content of human skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, 82(1) :97–100, 1984.
- [Quatresooz2005] P. Quatresooz, Uhoda, C. Piérard-Franchimont, and G.E. Piérard. Hélio-dermie, héliophiles et héliophobes. *Revue médicale de Liège*, 60 :57–59, 2005.
- [Quatresooz2006] P. Quatresooz, L. Thirion, C. Pierard-Franchimont, and G.E. Pierard. The riddle of genuine skin microrelief and wrinkles. *International Journal of Cosmetic Science*, 28(6) :389–395, December 2006.
- [Rodrigues2001] L. Rodrigues. EEMCO guidance to the in vivo assessment of tensile functional properties of the skin. part 2 : Instrumentation and test modes. *Skin pharmacology and applied skin physiology*, 14 :52–67, 2001.
- [Roeder2002] B.A. Roeder, K. Kokini, J.E. Sturgis, J.P. Robinson, and S.L. Voytik-Harbin. Tensile mechanical properties of three-dimensional type I collagen extracellular matrices with varied microstructure. *Transactions of the ASME*, 124 :214–222, 2002.
- [Rosado2005] C. Rosado, P. Pinto, and L. M. Rodrigues. Comparative assessment of the performance of two generations of tewameter : Tm210 and tm300. *International Journal of Cosmetic Science*, 27(4) :237–241, 2005.
- [SCFOa] Skin Care forum. Issue 27. <http://www.scf-online.com/>.
- [SCFOb] Skin Care forum. Issue 35. <http://www.scf-online.com/>.
- [SCFOc] Skin Care forum. Issue 40. <http://www.scf-online.com/>.
- [SCFOd] Skin Care forum. Issue 39. <http://www.scf-online.com/>.
- [Sanders1973] R. Sanders. Torsional elasticity of human skin in vivo. *Pflügers Archiv : European Journal of Physiology*, 342(3) :255–260, August 1973.
- [Sandrin2000] L. Sandrin. *Elastographie impulsionnelle par ultrasons : du palpeur acoustique à l'imagerie ultrarapide*. PhD thesis, Université de Paris 6, 2000.
- [Schlichting2000] H. Schlichting, K. Gersten, O. Krause, and K. Egon. *Boundary-layer theory*. Springer, Berlin, 2000.
- [Seo2006] J. Young Seo and J. Ho Chung. Thermal aging : A new concept of skin aging. *Journal of Dermatological Science Supplement*, 2(1) :13–22, December 2006.

-
- [Sfdermato2009] MédecinePlus. Le site professionnel de la Société Française de Dermatologie. http://www.sfdermato.org/semiologie/fondamentaux_peau%20%C2%A0.htm.
- [Shade1912] H. Shade. Untersuchungen zur organfunction des bindesgewebes. *ztschr ; F. Exepr Path U Therap*, 2 :369–399, 1912.
- [Shinoda1992] H. Yamasaki H. Shinoda. Noncontact sensing of surface hardness using pulsating air jet (in japanese). *J SICE*, 28 :1152–1159, 1992.
- [Silva2009] G. Silva. *Identification of material properties using finite elements and full-field measurements with focus on the characterization of deterministic experimental errors*. PhD thesis, Université Jean Monnet, 2009.
- [Sinclair2006] C. Sinclair. Risks and benefits of sun exposure : Implications for public health practice based on the australian experience. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 92(1) :173–178, September 2006.
- [Sneddon1965] I. Sneddon. The relation between load and penetration in the axisymmetric boussinesq problem for a punch of arbitrary profile? *International Journal of Engineering Science*, 3(1) :57–47, May 1965.
- [Surrel2005] Y. Surrel. Les techniques optiques de mesure de champ : présentation et classement. *I2M*, 5(1-2), 2005.
- [Sutton1983] M.A. Sutton, W.J. Wolters, W.H. Peters, W.F. Ranson, and S.R. McNeill. Determination of displacements using an improved digital correlation method. *Image and Vision Computing*, 1(3) :133–139, August 1983.
- [Swagelok2004] B.M. Swagelok. Hydraulique pneumatique. *Mesures*, 770 :60–62, 2004.
- [Tanaka2007] N. Tanaka and M. Kaneko. Direction dependent response of human skin. *Conference Proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2007 :1687–1690, 2007.
- [Thomson1997] W.T. Thomson and M.D. Dahleh. *Theory of Vibration with Applications*. Prentice Hall, 5 edition, August 1997.
- [Tosti1977] A. Tosti, G. Compagno, M.L. Fazzini, and S. Villardita. A ballistometer for the study of the plasto-elastic properties of skin. *Journal of Investigative Dermatology*, 69(3) :315–317, 1977.
- [Tran2007] H.V. Tran. *Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM*. PhD thesis, Université de Technologie de Compiègne, 2007.
- [Tregear1966] R.T. Tregear. Physical functions of skin. pages 53–72. Academic press, London-New york edition, 1966.
- [Tsukahara2004] K. Tsukahara, S. Moriwaki, M. Hotta, T. Fujimura, and T. Kitahara. A study of diurnal variation in wrinkles on the human face. *Archives of dermatological research*, 296(4) :169–74, September 2004.
- [Tsukahara2007] K. Tsukahara, M. Hotta, T. Fujimura, K. Haketa, and T. Kitahara. Effect of room humidity on the formation of fine wrinkles in the facial skin of japanese. *Skin Research and Technology*, 13(2) :184–188, May 2007.
- [Venkatraman1998] S. Venkatraman and R. Gale. Skin adhesives and skin adhesion. 1. transdermal drug delivery systems. *Biomaterials*, 19(13) :1119–36, July 1998.

- [Vescovo2002] P. Vescovo, D. Varchon, and P. Humbert. In vivo tensile tests on human skin : the extensometers. *Bioengineering of the skin : skin biomechanics*. CRC Press, USA : New York,; pages 77–90, 2002.
- [Viatour1995] M. Viatour, F. Henry, and G.E. Piérard. A computerized analysis of intrinsic forces in the skin. *Clinical and Experimental Dermatology*, 20(4) :308–312, 1995.
- [Vlasblom1967] D.C. Vlasblom. *Skin Elasticity*. PhD thesis, University of Utrecht, Netherlands, 1967.
- [Vogelsgang1934] K. Vogelsgang. Ueber mechanische Gewebsprüfung am Auge. *Arch. f. Augenh.*, 108 :714, 1934.
- [Vriend2004] N.M. Vriend and A.P. Kren. Determination of the viscoelastic properties of elastomeric materials by the dynamic indentation method. *Polymer Testing*, 23(4) :369–375, 2004.
- [Waldorf2002] J.C. Waldorf, G. Perdakis, and S.P. Terkonda. Planning incisions. *Operative Techniques in General Surgery*, 4(3) :199–206, September 2002.
- [Waller2006] J.M. Waller and H.I. Maibach. Age and skin structure and function, a quantitative approach (ii) : Protein, glycosaminoglycan, water, and lipid content and structure. *Skin Research and Technology*, 12(3) :145–154, 2006.
- [Wheater2004] P.R. Wheeler, B. Young, and J.W. Heath. *Histologie fonctionnelle*. De Boeck Université, 2004.
- [Wilkes1973] G. L. Wilkes, I. A. Brown, and R. H. Wildnauer. The biomechanical properties of skin. *CRC Crit Rev Bioeng*, 1(4) :453–95, 1973.
- [Willson1993] R.G. Willson and S.A. Shafer. What is the center of the image? Technical report CMU-CS-93-122, Carnegie Mellon University, 1993.
- [Wilson1992] P.K. Wilson. William Cowper’s anatomy of human skin. *International Journal of Dermatology*, 31(5) :361–364, 1992.
- [Yin2004] Y. Yin, S.F. Ling, and Y. Liu. A dynamic indentation method for characterizing soft incompressible viscoelastic materials. *Materials Science and Engineering : A*, 379(1-2) :334–340, August 2004.
- [Yuan2000] H. Yuan, S. Kononov, F.S.A. Cavalcante, K.R. Lutchen, E.P. Ingenito, and B. Suki. Effects of collagenase and elastase on the mechanical properties of lung tissue strips. *Journal of Applied Physiology*, 89(1) :3–14, 2000.
- [Zanon1993] E. Zanon and C. Harp. Skin cleavage lines of the female breast. *European Journal of Plastic Surgery*, 16(6) :276–279, December 1993.
- [Zhang1997] M. Zhang, Y.P. Zheng, and A.F. Mak. Estimating the effective young’s modulus of soft tissues from indentation tests—nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation. *Medical Engineering & Physics*, 19(6) :512–517, September 1997.
- [Zheng1996] Y.P. Zheng and A.F.T. Mak. An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues in-vivo. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 43(9) :912–918, 1996.
- [Zheng1999] Y.P. Zheng, A.F.T. Mak, and B. Lue. Objective assessment of limb tissue elasticity : Development of a manual indentation procedure. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 36(2) :71–86, 1999.
- [Zviak1987] C. Zviak. *Science des traitements capillaires*. Editions Masson, November 1987.

N° d'ordre : 2010 EMSE 0576

Gaëtan BOYER

MODELISATION OF THE *IN VIVO* HUMAN SKIN MECHANICAL
BEHAVIOUR: APPLICATION TO AGEING AND CLINICAL
MOVEMENTS.

Speciality : Mechanical engineering.

Keywords : human skin, ageing, mechanical properties, indentation test, extensometer test.

Abstract :

The knowledge of the mechanical properties of human skin *in vivo* is essential for many domains (medical, clinical...). The aim of this thesis is to develop new devices for the clinician in order to perform objective assessment of the mechanical properties of human skin, and also to improve the understanding of the whole mechanical behaviour of this organ with ageing.

The first chapter is a bibliography concerning the physiology and the physical properties of the skin and also an overview of the actual devices used for the assessment of these properties. Based on this review, two different ways of stress have been chosen, a normal stress axis and a tangential stress axis to the skin.

The second chapter concerns the first way of stress, with the development of a dynamic indentation method and a non contact method. A decrease of the Young modulus is found with ageing.

The third chapter concerns a tangential axis of stress, with an extension-compression test using force measurement combined to displacement field measurement of the stressed area. An inverse method using a Finite Element model with an orthotropic law shows that results obtained give a decrease of the mechanical properties of the skin with ageing.

The fourth and last chapter links the two different way of stress used with a comparison of results obtained and gives some perspectives of this work.

École Nationale Supérieure des Mines
de Saint-Étienne

N° d'ordre : 2010 EMSE 0576

Gaëtan BOYER

MODELISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE DE LA PEAU
HUMAINE *IN VIVO* : APPLICATION AU VIEILLISSEMENT ET AUX
GESTES DU CLINICIEN.

Spécialité: Mécanique et Ingénierie

Mots clefs : peau humaine, vieillissement, propriétés mécaniques, indentation, extensométrie.

Résumé :

La connaissance des propriétés mécaniques de la peau humaine *in vivo* est d'une importance capitale dans de nombreux domaines (médical, cosmétique...). L'objectif de cette thèse est de développer de nouveaux outils pour permettre d'une part au clinicien de caractériser de manière objective les propriétés mécaniques de la peau, et d'autre part d'améliorer la compréhension générale du comportement de cet organe avec le vieillissement.

Le premier chapitre est une revue bibliographique de la physiologie et des propriétés physiques de la peau ainsi que des différents moyens d'investigations actuels de ses propriétés. A partir de cette revue, deux axes de recherche sont définis, un axe de sollicitation tangentielle et un axe de sollicitation normale au tissu.

Le second chapitre s'intéresse au premier axe de recherche, avec le développement d'une méthode d'indentation dynamique et d'une méthode d'indentation sans contact. Une baisse du module d'Young est trouvée avec l'âge.

Le troisième chapitre s'intéresse à l'axe de sollicitation tangentielle, avec une méthode d'extension compression couplant mesures d'efforts et mesures des champs de déplacements de la zone sollicitée. Une approche inverse par un modèle Éléments Finis avec une loi de comportement orthotrope montre à partir des essais réalisés une baisse globale des propriétés mécaniques de la peau avec l'âge.

Le quatrième et dernier chapitre relie les deux approches (normale et tangentielle) en comparant les résultats obtenus et tire les perspectives de ces travaux.